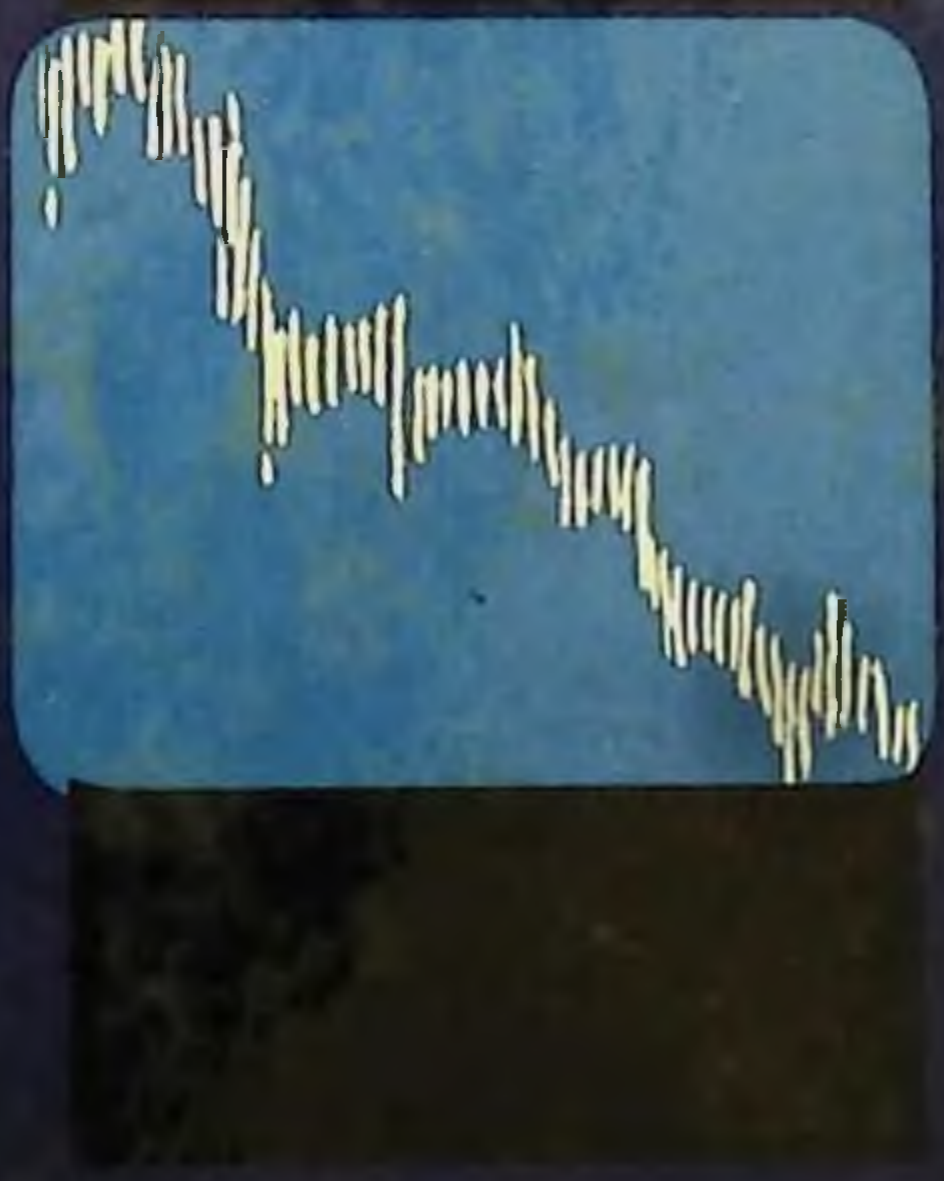
Ж864

В. Д. ЖУКОВСКИЙ

МЕДИЦИНСКИЕ ЭЛЕКТРОННЫЕ СИСТЕМЫ



615.4
Ж 864

В. Д. ЖУКОВСКИЙ

МЕДИЦИНСКИЕ ЭЛЕКТРОННЫЕ СИСТЕМЫ

БИБЛИОТЕКА
Инв. № 254190

МОСКВА · «МЕДИЦИНА» · 1976

и.и.

УДК 615.47:621.3.038

Жуковский В. Д. МЕДИЦИНСКИЕ ЭЛЕКТРОННЫЕ СИСТЕМЫ. М., Медицина», 1976, 312 с.

В монографии описан системный подход к медицинской электронике как основе подготовки кадров, разработки, производства и эксплуатации медицинской техники, перспективного планирования и прогнозирования ее роли в клинической и экспериментальной медицине. Дана характеристика медицинских электронных систем как комплексов аппаратуры для съема, регистрации, передачи, хранения и обработки медицинской информации. Показана роль электронных систем в медицине как основы научно-технического прогресса. Изложены сведения об устройствах съема, преобразования и регистрации медицинской информации. Приведены конкретные схемы и конструкции датчиков, рассмотрены некоторые физические принципы преобразования неэлектрических величин в электрические. Описаны основные погрешности датчиков и их роль в общей погрешности всех звеньев измерительного тракта. Разобраны аналоговые, дискретные и комбинированные регистраторы, применяемые в медицинских электронных системах. Показана роль систем передачи по проводам и радиоканалам в обработке медицинской информации и создании консультативных центров функциональной диагностики в масштабах многопрофильного лечебного учреждения, города, республики и т. д.

Рассмотрены структуры аналоговых, цифровых и комбинированных систем обработки медицинской информации, оптимальный выбор технических средств для построения систем обработки с разделением времени на основе использования отечественных и зарубежных программ, а также специализированных алгоритмических языков для врачей и биологов.

Книга предназначена для врачей и биологов, использующих электронное медицинское оборудование, для инженеров, работающих в области разработки, производства и эксплуатации медицинской аппаратуры.

В книге 61 рис., табл., библиография — 269 названий.

Ж $\frac{50103-182}{039(01)-76}$ 359—76

© Издательство «Медицина» Москва, 1976.

ПРЕДИСЛОВИЕ

Взаимодействие технических наук с естественными и общественными является важнейшим фактором, обеспечивающим повышение эффективности науки в коммунистическом строительстве.

Главное условие плодотворного сотрудничества технических наук и медицины — полное взаимопонимание инженера и врача. Проникновение точных количественных методов исследования в медицину, ее техническое перевооружение и математизация заставляют врачей все чаще употреблять технические термины, а инженеров пользоваться словарем врачей. Произвольная интерпретация понятий в такой ситуации, столь часто встречающаяся в повседневной практике, недопустима, так как вызывает путаницу и становится активным тормозом исследований на стыке наук.

Развитие электроники и смежных областей способствует научно-техническому прогрессу в медицине. Медицинская электроника занимается разработкой, производством и применением электронных приборов, аппаратов и систем и может развиваться только при тесном сотрудничестве и взаимопонимании врачей и инженеров.

Рассказать об использовании электроники в современной клинике и требованиях, предъявляемых клиницистами к медицинской электронной аппаратуре,— одна из задач книги.

Решая эту задачу, автору хотелось бы рассказать о многом: и о принципиальных проблемах, и о деталях, так как там, где речь идет о роли технических наук в клинической медицине, их помощи в лечении больного человека, нет второстепенных вопросов. Однако, стесненный определенными рамками объема книги, он остановился лишь на некоторых узловых вопросах медицин-

ской электроники, объединенных общей идеей системного подхода к данной проблеме с учетом всей присущей ей сложности, взаимосвязи между большим числом факторов, определяющих развитие этой пограничной области науки. Одним из практических выводов системного подхода явилось создание и применение в медицине не отдельных приборов, а медицинских электронных систем — комплексов аппаратуры съема, регистрации, передачи, обработки и отображения информации на ЭВМ.

Частая ошибка врачей и инженеров, связанная с неточностями терминологии — рассмотрение взаимоотношений медицины не столько с техническими науками, сколько с собственно техникой. Эта неточность, характерная вообще для взаимодействия технических и общественных или естественных наук, должна быть учтена, чтобы не подменять вопроса о взаимоотношении между науками вопросом, который касается техники [36]. В связи с этим в книге рассмотрены не только практические вопросы применения, но и некоторые теоретические аспекты создания медицинских электронных систем.

Книга не перегружена математическими выкладками или сложными принципиальными радиоэлектронными схемами, но рассчитана на читателя, ознакомившегося с ранее вышедшими интересными и полезными изданиями [1, 11, 13, 20, 21, 33, 46, 52, 54, 59, 71, 79, 87].

В течение нескольких лет в соответствии с рекомендациями Министерства здравоохранения СССР в медицинских институтах начато чтение факультативных курсов по электронике и кибернетике. Книга может быть полезной при изучении этих дисциплин. Это вторая задача книги.

Книга написана в процессе сотрудничества врачей и инженеров I Московского ордена Ленина и ордена Трудового Красного Знамени медицинского института им. И. М. Сеченова. Такой подход обусловлен полным взаимопониманием в совместной многолетней научной и практической работе различных подразделений института с рядом промышленных и научно-производственных объединений.

Критические замечания и пожелания читателей будут встречены с вниманием и благодарностью.

ВВЕДЕНИЕ

Технический прогресс влияет на развитие всех областей науки, техники и народного хозяйства. Это влияние ощущается в том числе и в области здравоохранения. Современные операционные, палаты интенсивного наблюдения за тяжелобольными, отделения функциональной диагностики, специализированные подразделения стационаров для внепочечного очищения крови (отделения «искусственная почка»), для гипербарической оксигенации (барокамеры) оснащены сложными комплексами электронной аппаратуры, которые повседневно окружают врача. Крупные лечебные учреждения в наши дни располагают чувствительными информационно-измерительными контролирующими системами, подчас ничуть не уступающими по сложности технике промышленных предприятий.

И в этом нет ничего удивительного. И. П. Павлов писал: «...Человек, конечно, система (грубо говоря — машина)... подчиняющаяся неизбежным и единым для всей природы законам, но система в горизонте нашего современного научного видения, единственная по своему высочайшему саморегулированию». Организм человека, действительно,— сложнейшая биологическая система, в которой, по словам И. П. Павлова,— «...все... составляющее тонко и точно связано, уравновешено между собой и с окружающими условиями». Это равновесие постоянно нарушается и восстанавливается с помощью саморегуляторных механизмов, резервные возможности и сложность которых до конца еще долго не будут поняты и объяснены. Самые легкие безобидные заболевания и тяжелые недуги в той или иной степени всегда нарушают согласованность работы функциональных си-

стем в организме человека. Поэтому для того, чтобы вовремя распознать нарушения и проследить за эффективностью выбранного метода лечения, нужна сложная контролирующая аппаратура.

Современная медицинская техника — это не только аппаратура для регистрации, передачи, обработки и отображения информации, т. е. это не только, например, приборы для записи биологических потенциалов и других процессов, происходящих в организме (электрокардиографы, электроэнцефалографы и др.), это также средства активного воздействия на человека (физиотерапевтическая аппаратура), комплексы рентгеновского оборудования, автоматического лабораторного оборудования и т. д.

Применение вычислительной техники в медицине, о которой еще относительно недавно ученые и врачи только мечтали, теперь становится реальностью. Диктофонные центры в больницах и поликлиниках уже не являются редкостью. Начата разработка автоматизированных систем управления для многопрофильных лечебных учреждений.

Такой техникой на сегодняшний день оснащены далеко не все медицинские учреждения. Однако темпы внедрения новой медицинской техники в практику здравоохранения быстро нарастают, и в недалеком будущем сложными электронными системами будет оснащена широкая сеть лечебных учреждений. Таким образом, в ближайшие годы все больше и больше врачей столкнутся с новой современной медицинской техникой, которой в качестве помощника в диагностике и лечении будут оборудованы поликлиники и стационары. «Кто же должен управлять техникой в медицине?» — вопрос, который часто появляется на страницах периодической печати. По всей видимости, ответ может быть однозначным: управлять техникой в медицине должен врач. Разрабатывать технику, эксплуатировать ее должны квалифицированные инженеры и техники, а владеть техникой, знать принципы ее работы, рационально использовать и загружать, не приобретая лишней ненужной аппаратуры, но и не отставая от времени, безусловно должны врачи.

К глубокому сожалению, до сих пор технические познания большинства врачей явно недостаточны. Между тем плохое знание возможностей электронных аппара-

тов, принципов их работы, или, например, правил техники безопасности при использовании электронного медицинского оборудования может привести к различного рода неприятностям, а иногда и к печальным последствиям. Ясно, что параллельно внедрению медицинской техники в широкую практику здравоохранения надо повышать технический уровень врачей. И, наоборот, систематическое повышение квалификации врачей — залог успешного внедрения результатов технического прогресса в медицину.

Техническое образование врача должно продолжаться и после окончания вуза. Параллельно с накоплением практического опыта врачи должны совершенствовать свои знания в области медицинской техники. Уже сейчас в курсы специализации врачей различного профиля введены занятия по медицинской технике. В дальнейшем этот путь усовершенствования должен получить широкое развитие. Недостаточные технические познания врачей дополнят инженеры-специалисты в области медицинского аппаратостроения, которые неизбежно скоро появятся не только в научно-исследовательских медицинских институтах, но и в более широкой сети лечебных учреждений. Кстати сказать, многие из них уже сейчас специально подготовлены в технических вузах для работы в области медицинского приборостроения и эксплуатации сложного медицинского оборудования.

Основное условие взаимного обогащения и плодотворного контакта врачей и инженеров — общность языка, взаимопонимание. Формальное, казалось бы, на первый взгляд обстоятельство до сих пор является основным препятствием на пути эффективного взаимодействия медицины и техники. Врачи (в первую очередь те, которые непосредственно контактируют с инженерами) должны знать элементарные основы современной электроники, а инженеры — основы современной биологии и медицины.

Остановимся на основных тенденциях в развитии электронной медицинской аппаратуры, отражающих современные требования, предъявляемые к ее разработке, производству и эксплуатации.

1. Системный подход. Одним из результатов системного подхода является создание комплексов съема, передачи, хранения, обработки и отображения медицинской информации. Только комплекс аппаратуры, а не

отдельные приборы могут в полной мере обеспечить диагностический и лечебный процессы, своевременную профилактику заболеваний, высокий уровень научных исследований.

2. Стандартизация. Одним из проявлений стандартизации является блочная конструкция медицинских электронных систем. Блочная (модульная конструкция) создает не только удобство эксплуатации (контроль, профилактика, замена неисправных блоков, их ремонт и т. д.), но и повышает эффективность использования комплексов, делает их многоцелевыми, дает большую экономию средств при их совершенствовании и модификации.

3. Микроминиатюризация — использование современной микроэлектроники (интегральных схем) при создании медицинских электронных систем, обусловила ряд качественных изменений в их технических возможностях:

а) повышение надежности по сравнению с аппаратурой, построенной на отдельных (дискретных) элементах;

б) снижение габаритов, массы и потребляемой мощности;

в) возможность вживления электронной аппаратуры в организм больного и экспериментальных животных (кардиостимуляторы, стимуляторы мочевого пузыря; кишечника, поперечнополосатой мускулатуры и т. д.);

г) возможность наблюдения за человеком в экстремальных условиях (высотные полеты, космос, под водой);

4. Совершенствование устройств съема, регистрации и отображения медицинской информации;

5. Передача информации на расстояние (телеметрия) по проводным линиям связи или по радиоканалу (радиотелеметрия). Это обеспечивает возможность обработки информации в специализированных центрах квалифицированными специалистами, в перспективе даже если больного обслуживают на дому или во время транспортировки;

6. Развитие метрологической службы в медицине: организация проверки и испытаний медицинской измерительной электронной аппаратуры, гарантирующих правильность результатов при работе с ней.

В последующих главах мы остановимся подробнее на основных особенностях в развитии медицинской аппаратуры в рамках создания медицинских электронных систем.

Коммунистическая партия и Советское правительство уделяют большое внимание развитию медицинского приборостроения, внедрению в практику прогрессивных методов диагностики и лечения различных заболеваний. Многие научные коллективы заняты созданием и производством современной медицинской аппаратуры для оснащения широкой сети лечебных учреждений страны. Однако, несмотря на колоссальные успехи, достигнутые в последние годы в области электроники, медицинские приборы во многом отстают по техническому уровню от приборов других областей науки и техники.

Необходимо учитывать при этом, что аппараты, разработка которых начата несколько лет назад, к моменту их широкого внедрения в медицину могут устареть. Развитие медицинского приборостроения не должно слепо копировать этапы истории электроники и к тому же с опозданием. По крайней мере отдельные виды медицинской техники должны соответствовать современному уровню. В первую очередь это относится к приборам функциональной диагностики, длительного наблюдения за тяжелобольными и поддержания функциональной активности органов и систем.

Одна из важнейших задач, стоящих перед медициной,— создание и широкое внедрение систем обработки медико-биологической информации с помощью универсальных и специализированных электронно-вычислительных машин (ЭВМ) и создание на их базе автоматизированных систем управления. Такие автоматизированные системы управления (АСУ) в медицине будут строиться с использованием ЭВМ и комплексов электронной аппаратуры, составляя единые медицинские электронные системы — современные средства съема, отображения, регистрации, передачи, хранения и обработки информации.

С учетом сказанного и выбрана структура книги. В первой главе ее кратко рассмотрены некоторые теоретические вопросы реализации системного подхода к медицинской электронике как сложнейшей научно-технической проблеме, успешное решение которой невозможно без комплексного учета многих взаимосвязанных

факторов. Последующие главы посвящены практическим вопросам создания и использования медицинских электронных систем. В этих главах последовательно рассмотрены все составные компоненты подобных систем: устройства съема информации, вопросы отображения и регистрации медицинской информации, системы ее передачи и обработки. Отдельные главы посвящены информационным системам оперативного врачебного контроля и вопросам техники безопасности при работе с электронными медицинскими системами.

ГЛАВА 1. СИСТЕМНЫЙ ПОДХОД К МЕДИЦИНСКОЙ ЭЛЕКТРОНИКЕ

1—1. Характеристика общих путей системного подхода к медицинской электронике

Создание, внедрение и успешное использование медицинской техники и, в частности, медицинской электроники — сложная, многопараметрическая, многовариантная задача, характеризующаяся взаимопроникающей зависимостью этапов и направлений процесса ее решения. Она представляет собой, с одной стороны, часть общей проблемы создания и внедрения новых научных методов и новой техники в практику, а с другой — является одним из важнейших вопросов проблемы оптимизации здравоохранения. На современном этапе развития такая задача может эффективно решаться только на основе системного подхода.

Системный подход требует рассмотрения задачи в целом, с учетом всей присущей ей сложности, взаимозависимости различных сторон процесса ее развития, противоречивых тенденций, наличия случайных и конфликтных ситуаций. Системный подход используется применительно к большим системам, т. е. к таким, которые представляют собой целостную человеко-машинную систему, целенаправленно функционирующую и совершенствующуюся [22, 56].

Подобная большая система обычно рассматривается как совокупность взаимосвязанных подсистем, объединенных общей целью функционирования. В свою очередь любая конкретная система обычно представляет собой часть (подсистему) некоторой более крупной системы, поскольку системный подход может реализовываться на разных уровнях.

В этом смысле системный подход к вопросам создания, внедрения и эксплуатации медицинской электрон-

ной техники (к медицинской электронике) является весьма существенной частью реализации системного подхода к проблеме дальнейшего совершенствования системы здравоохранения в нашей стране в целом и к медицинской технике в частности.

Применительно к общей проблеме развития системы здравоохранения, сформулированной в Постановлении ЦК КПСС и Совета Министров СССР от 5 июля 1968 г. «О мерах по дальнейшему улучшению здравоохранения и развитию медицинской науки в стране», с помощью системного подхода может быть успешно, на научной основе решен ряд важнейших задач, в частности, таких, как:

— нахождение оптимальной сети и оптимальных форм организации деятельности медицинских учреждений в масштабе страны, региона, города и т. д. на основе использования современной прогрессивной техники;

— определение оптимальных систем технических средств, необходимых для наиболее эффективной деятельности медицинских учреждений;

— выбор оптимальных систем измерений (функциональных исследований), логической обработки (диагностики) и методов воздействия (терапии).

Изучение больших систем предопределяет использование таких методов, которые не игнорируют наличие тесной взаимосвязи между большим числом факторов, определяющих поведение рассматриваемой системы. Системный подход к проблемам медицины базируется на использовании достижений математики, кибернетики, вычислительной техники, технической и инженерной психологии. Кроме того, он опирается на биологию и медицину, демографию, социологию, экономические науки, использует методы марксистско-ленинской философии, являясь «прикладной философией технического прогресса здравоохранения» [69, 72, 86].

Преимущества системного подхода в полной мере могут быть реализованы только в условиях социалистического общества. При капитализме результаты научно-технического прогресса, в том числе и в области медицины, не используются в полной мере. Так, например, даже в США, несмотря на весьма высокую активность в части внедрения электроники в медицину, несмотря на ряд успехов в отдельных областях (автоматизация лабораторий, управление резервами крови, создание си-

стем автоматической оперативной диагностики — АОД), в целом организация медицинского обслуживания страдает весьма существенными пороками. Для значительной части населения квалифицированная медицинская помощь малодоступна из-за ее дороговизны при наличии большого числа хорошо оборудованных больниц и врачей. Около 30 млн. граждан США, главным образом в районах с низким доходом на душу населения, лишены всякой медицинской помощи. Частнопрактикующий врач, член Американской медицинской ассоциации (АМА), проводит политику ассоциации и активно борется с прогрессивными идеями создания крупных специализированных учреждений, способных приобрести и рационально эксплуатировать современную медицинскую технику.

Подлинный прогрессивный научный подход к медицинской технике с системных позиций в полном объеме возможен лишь в условиях социализма, когда «научно-техническая революция позволит быстрее и лучше осуществить глубокие идеи В. И. Ленина о необходимости создания руководящих центров по управлению всем здравоохранением страны в целом и широкого развития профилактического направления в общегосударственном деле охраны здоровья народа» [68]. Задачей наших инженеров и организаторов здравоохранения является скорейшее внедрение всего нового, что достигнуто мировой наукой и техникой. В условиях социализма это осуществимо не только в масштабах нашей страны, но и во всех странах — членах СЭВ [61]. При этом еще раз можно подчеркнуть, что системный подход к медицинской электронике является частным случаем использования системного подхода к медицине в целом.

Задачи управления медицинской электроникой, как и любой большой системой, можно условно разделить на операционные и функциональные. К операционным относятся задачи, связанные с выбором структуры системы, анализом поведения системы, оценкой результатов ее функционирования. К функциональным относятся задачи реализации планов и стратегий, выработанных при решении операционных задач, в обстановке неизбежного возникновения ситуаций, не предусмотренных при планировании.

Медицинскую электронику как объект изучения теории больших систем следует рассматривать в сово-

купности взаимосвязанных подсистем: например, таких, как подсистемы подготовки кадров, технического обеспечения соответствующей аппаратурой, научного обеспечения, эксплуатации. Рассмотрим важнейшие особенности построения и функционирования указанных подсистем.

1—2. Подсистема подготовки кадров

В тех случаях, когда математика, физика или технические науки используются для анализа биологических систем, необходимо гибридное образование, в процессе которого осуществляется достаточно полное изучение некоторых технических, медицинских и смежных дисциплин. Большинство образовательных программ такого типа имеет два раздела: один для обучения биолога или врача математике, физике, техническим наукам, второй — для обучения инженера основам биологии, медицины и экспериментальному подходу к биологическим системам.

Подготовка специалистов по таким смежным программам проводится в ряде университетов и медицинских колледжей США, Англии, Австрии, Аргентины, Бельгии, Канады, Финляндии, ФРГ, ГДР, Индии, Италии, Израиля, Японии, Норвегии, Швеции, Югославии, Венгрии, Голландии.

Так, например, программа обучения инженеров-биологов в Маркетском университете совместно с Маркетской медицинской школой в г. Милуоки (США) введена с 1953 г. [217]. Прикладная тематика программы связана главным образом с современными методами анализа нервных нарушений на базе применения ЭВМ (паркинсонизм, параличи различной этиологии, рассеянный склероз, анализ судорожных компонентов ЭЭГ и т. д.), анестезиологией и реаниматологией.

С 1963 г. специалистов готовит отделение биоинженеров университета г. Глазго (Великобритания) [186]. В отделении постоянно около 30 студентов проходят практику после окончания университета вплоть до подготовки диссертации на соискание ученой степени магистра или доктора наук. Все студенты обычно посещают 7 из 10 курсов, которые включает программа (вводный курс, медицинские науки, методология и практика биоинженерии, статистические методы и их применение в медицинских исследованиях, электронные системы и прибо-

ростроение, материаловедение, механика биологических тканей и биомеханика, создание искусственных органов, клинические измерения).

В Советском Союзе определенные успехи достигнуты в Ленинградском электротехническом институте им. В. И. Ульянова (Ленина) и в Ленинградском Северо-Западном политехническом институте (проф. В. М. Ахутин), где в течение последних десяти лет готовят инженеров по медицинской электронике, биологической и медицинской кибернетике. В ряде высших учебных заведений проводят биомедицинские исследования (Московский государственный университет имени Ломоносова, Московский энергетический институт, Московский физико-технический институт, Московский инженерно-физический институт, Московское Высшее техническое училище им. Баумана и др.). Созданы специальные факультеты во II Московском государственном медицинском институте имени Н. И. Пирогова и в Каунасском медицинском институте. Более чем в 30 медицинских вузах страны читают факультативные курсы лекций по электронике, кибернетике и высшей математике, а во II Московском государственном медицинском институте создана кафедра биологической и медицинской кибернетики (проф. С. А. Гаспарян). Тем не менее задача подготовки кадров, обладающих смежным образованием, в настоящее время еще не может считаться решенной.

Представляется необходимым иметь два уровня такого образования [125]. На первом, начальном уровне образования основной задачей является подготовка биомедицинских инженеров, способных принимать участие в разработке специальных проблем. Ими могут быть биологи или врачи, которые имеют достаточное техническое образование, чтобы находить общий язык с профессиональными инженерами. Или, наоборот, ими могут быть инженеры с достаточными познаниями в области физиологии, с тем чтобы эффективно общаться с биологами.

Второй уровень обучения предполагает подготовку академического ученого. Такой ученый должен обладать достаточно глубокими знаниями по биологии и медицине с тем, чтобы определить и очертить актуальную биомедицинскую проблему для инженерной разработки, и в то же время иметь достаточные познания в технике, математике, физике с тем, чтобы оценить возможности

применения тех или иных достижений технических наук в медицине, в частности квалифицированно судить о результатах конкретных разработок инженеров.

Наряду с подготовкой специалистов указанного профиля весьма важной остается проблема дальнейшего совершенствования подготовки врачей с учетом результатов современного технического прогресса, решение которой сталкивается со значительными трудностями.

В условиях быстрого развития науки и медицинской практики программа подготовки врачей непрерывно и весьма существенно перестраивается. Врачи изучают генетику, вирусологию, иммунологию, психологию и многие другие дисциплины. Между тем технические знания врачей не удовлетворяют требованиям времени. Возникает вопрос о перестройке образования врача и в этой области.

Первой ступенью технического образования будущего врача, очевидно, является физика, изучаемая на 1-м курсе института. Отрадно, что этот предмет за последнее десятилетие из общеобразовательного, мало отличающегося по объему от курса средней школы, превратился в подлинно медицинскую физику. В нее вошли физические основы современных методов исследования и лечения больных и принципы устройства основных медицинских приборов и аппаратов [51]. Однако это хорошее начало, к сожалению, не получает дальнейшего подкрепления, поскольку изучение современной медицинской аппаратуры во всех последующих курсах, как правило, сведено к минимуму.

В результате этого врач начинает отставать от уровня современной медицинской техники и методик обследования и лечения больных с применением технических средств. В этой ситуации весьма важной представляется работа по усилению подготовки врачей в области техники хотя бы за счет более рационального использования лекционных часов уже имеющихся курсов с учетом потребностей технической подготовки врача. В дальнейшем можно рассматривать вопрос о постановке специальных курсов по математике, кибернетике, электронике, о специализации некоторых небольших групп студентов для углубленной их подготовки в области техники и т. д. Ясно, что совершенствование обучения в данном направлении — это не эпизод, а большая, необходимая планомерная работа.

Естественно, что нужно себе ясно представлять, что в любом случае нельзя требовать, чтобы врач по своей технической подготовке находился на уровне инженера-профессионала. Врач должен оставаться врачом, только подготовленным с учетом достижений технического прогресса, расширяющего его врачебный кругозор и знания о современных методах сбора, передачи и обработки медицинской информации и т. д. Однако широта и трудоемкость современного диагностического и лечебного процесса не дают и никогда не дадут возможности самому врачу пользоваться техническими достижениями применительно к каждому конкретному больному. В этом ему должны помочь специалисты биоинженеры академического (в научно-исследовательских медицинских и технических группах) и практического (в клиниках и на производстве медицинской техники) направления. Биоинженеры, в частности по медицинской электронике, должны представить в руки врача результаты обследования больного с помощью тех или иных технических средств и методик, облегчив постановку диагноза, оставив врачу творческую часть этой постановки и последующих терапевтических действий, взяв на себя их техническое обеспечение. Параллельно с накоплением практического опыта врачи должны пополнять свои знания и в области медицинской техники. Важную роль в этом должны сыграть институты усовершенствования врачей. Положительный опыт в этом направлении накоплен в Центральном ордена Ленина институте усовершенствования врачей (кафедре физиологии, биофизики и медицинской кибернетики, которой руководит проф. В. А. Шидловский) и на факультете повышения квалификации преподавателей (ФПК) I Московского медицинского института имени И. М. Сеченова.

Особая важность данного вопроса обусловлена тем обстоятельством, что многие из работающих сейчас врачей закончили вузы сравнительно давно, когда уровень развития медицинской техники, в особенности электронной, был относительно низок. Даже в США, где электронная техника в медицине внедряется уже в течение сравнительно длительного периода, только 7,6% врачей, окончивших медицинские колледжи, получили некоторые сведения по медицинской электронике в процессе обучения [141].

БИБЛИОТЕКА
Инв. № 25490

Таким образом, краткое рассмотрение подсистемы подготовки кадров выявило всю сложность ее функционирования, позволив одновременно указать некоторые важные линии ее дальнейшего совершенствования. Во всяком случае, совершенно ясно, что работа по подготовке кадров должна быть самым тесным образом увязана с разработкой, производством и эксплуатацией электронной аппаратуры. Работа всех других подсистем медицинской электроники во многом зависит от профиля и качества подготовки специалистов по медицинской электронике и уровня технической и профессиональной подготовки врачей.

1—3. Подсистема технического обеспечения электронной аппаратурой

Целью функционирования данной подсистемы является разработка, внедрение и производство электронной медицинской техники.

Процесс создания новой электронной аппаратуры медико-биологического назначения имеет одну важную характерную особенность — он требует активного сотрудничества инженеров и врачей. Эффективность подобного сотрудничества определяется рядом условий [158].

1. Оба специалиста (врач и инженер) должны быть лично заинтересованы в проблеме. Случайная и поэтому неактивная помощь обрекает сотрудничество на провал. Если человек уделяет проблеме много времени — это убедительное свидетельство подлинной заинтересованности в ее решении.

2. Оба специалиста должны быть высокоэрудированными и компетентными в своей области. Если с одной стороны участвует специалист более высокого класса, а с другой — менее, то последний неизбежно подчиняется первому.

3. Связь должна быть полностью двусторонней; периодические визиты не эффективны.

4. Необходимо выработать общий язык. Так, например, при разговоре о «диастолическом шуме» или «коэффициенте усиления в разомкнутой цепи» целесообразно (при незнании) спросить: «А что это такое?»

5. Необходимо привлечение посторонних экспертов. Иначе решение будет ограничено познаниями лиц, принимавших его.

Как показала практика, творческое сотрудничество врачей и инженеров может осуществляться особенно успешно в рамках достаточно больших коллективов. Можно говорить о том, что существует объективная потребность в создании крупных биомедицинских технических центров, поскольку небольшие лаборатории, рассеянные в структурах различных институтов, дают более низкий эффект [125, 141, 158, 186].

Указанное обстоятельство становится понятным, если учесть, что современный инженерный подход к проектированию медицинской техники требует создания не отдельных средств для определенных методик, а комплексов, обеспечивающих успешную диагностику и лечение определенных заболеваний.

Под комплексом понимают минимальную совокупность технических средств, объединенных общей целью функционирования, дающих максимальный эффект при решении поставленной задачи. Создание таких комплексов требует строгого определения требований не только к его схемам и конструкциям, но и к проектированию специализированных помещений для их размещения в зданиях лечебно-профилактических учреждений [60].

Проектирование комплексов должно проводиться с учетом единых требований к элементам сбора, передачи и обработки информации. В противном случае может потребоваться дополнительная разработка либо ввода информации, либо, наоборот, вспомогательных устройств обработки информации, получаемой на выходе приборов для функциональной диагностики. Ни те, ни другие дополнительные разработки не рациональны.

Использование вычислительных машин предъявляет жесткие требования к обычным средствам сбора данных, особенно к их входным и выходным характеристикам. При использовании машинной обработки данных резко затруднено использование каких-либо критериев с учетом искажений (например, формы сигнала), которые обычно учитывают врачи в условиях рутинной интерпретации, приспособившись к своим приборам, характеристики которых могут существенно отличаться друг от друга. Поэтому совершенно необходимо, чтобы все входные приборы обеспечивали для ввода в ЭВМ однотипные сигналы. Иными словами, системы сбора информации должны быть стандартизированы [25, 83].

Подобные же требования можно сформулировать и относительно всех других составных частей комплексов. Унификация и стандартизация аппаратуры есть важнейшее условие ускорения создания новой медицинской электронной техники, улучшения ее качества, более полного и эффективного ее использования.

На первый взгляд задача разработки и внедрения новой медицинской электронной аппаратуры ничем не отличается от аналогичной задачи в любой другой области науки и техники. Однако более пристальное рассмотрение данного вопроса показывает, что в настоящее время при создании устройств медицинской электроники имеются определенные специфические трудности. Так, например, обследование 50 фирм-разработчиков электронной медицинской аппаратуры в США [141] выявило следующие характерные трудности:

1. Путь разрабатываемой биомедицинской аппаратуры очень длительный: от идеи создания прибора до его появления в продаже проходит 5 и более лет, врачи консервативны в отношении новых методик, которые связаны с определенным риском. Изготовители биомедицинской электронной техники не понимают, что их взаимоотношения с медициной во многом «неадекватны». Основным источником идей служат конференции, доклады, издания различных обществ и рекомендации одного или максимум нескольких специалистов по медицине.

2. Требования, предъявляемые к основным характеристикам и электробезопасности приборов постоянно изменяются. Процедура клинической апробации весьма несовершенна. Большинство из 50 обследованных фирм США указывали, что они приветствовали бы стандартизацию процедуры клинической апробации, а также появление законов, регламентирующих требования, предъявляемые к биомедицинской аппаратуре.

3. Стоимость разработки биомедицинской аппаратуры очень высока.

4. Реальная оценка объема сбыта продукции затруднена.

Хотя некоторые из перечисленных трудностей непосредственно обусловлены особенностями создания и внедрения электронной медицинской аппаратуры в США, но в целом их перечень дает достаточно четкое представление о тех препятствиях, которые могут встретиться у создателей средств медицинской электроники.

1—4. Подсистема научного обеспечения

Научное обеспечение медицинских электронных систем — комплекс фундаментально обоснованных выводов, накопленных в результате новейших экспериментальных технических, медико-технических, физиологических, биохимических и клинических исследований самого широкого профиля. Оптимальные формы хранения этой информации позволят создать банки данных для разработки перспективных медицинских электронных систем на основе новых методик обследования больных, алгоритмов и программ обработки результатов исследований.

Технические науки, в частности электроника, радиоэлектроника и пограничная с ними медицинская электроника, переходят от обособленного проектирования и исследования отдельных приборов и узлов к теоретическому и практическому изучению комплексов автоматизированных средств. Возникла необходимость разработки теоретических основ создания технических комплексов. В этой связи существенно меняются, в частности и методы проектно-конструкторской деятельности.

Создание сложных технических комплексов потребовало принципиально новых теоретических знаний, решительного пересмотра многих сложившихся в инженерной практике представлений, отказа от ряда методов и традиционных приемов решения технических проблем, широко использовавшихся даже в недавнем прошлом.

В настоящее время специалисты не ставят в качестве главной цели теоретическое обоснование путей достижения высоких показателей по какому-либо одному параметру.

Задача ставится по-новому — обеспечить эффективность системы в целом. При этом не всегда следует добиваться оптимального поведения подсистем, главное — обеспечить субоптимальное функционирование всей системы [85].

Технический прогресс — не самоцель, а средство для получения более высоких производственных показателей и в конечном итоге экономического эффекта. Такой подход предопределяет необходимость взаимосвязи разработки, производства и эксплуатации медицинских электронных систем с отраслевой экономикой, позволяющей выбирать не вообще новую технику в медицине, а ту,

которая дает по сравнению со старой больший экономический эффект. Эффективность разработки медицинских электронных систем зависит от комплекса медико-технических и экономико-организационных факторов материального производства, взаимосвязь которых выявляется совместными усилиями инженеров, экономистов, биологов и врачей, использующих современный математический аппарат и технические средства обработки информации.

В связи с этим одной из кардинальных проблем научного обеспечения медицинской электроники, как и других областей комплексных научных знаний, является организация систем автоматизации научных исследований. Последняя является мощным средством, обеспечивающим качественные (экспериментальные и клинические) исследования, способствующие созданию на практике новых электронных медицинских систем.

Основным источником трудностей, препятствующих массовому внедрению средств автоматизации научных исследований, является противоречие между нестандартным характером потребностей учреждений, проводящих научные исследования, и необходимостью обеспечить эти исследования стандартными промышленными методами. Для разрешения этого противоречия необходимо проведение ряда унифицирующих мероприятий, которые создали бы условия для организации серийного выпуска систем автоматизации научных исследований на базе серийных промышленных элементов. Показательным положительным примером подобной унификации является широкое распространение стандарта CAMAC, достаточно универсальной основы для организации системы сбора данных в самых различных областях науки и техники.

Перспективно технически и экономически создание типовых комплексов автоматизации научных исследований с инвариантной структурой по отношению к конкретному типу экспериментов или клинических исследований на базе устройств широкого назначения, серийный выпуск которых является оправданным [58].

Согласно такой точке зрения, программа, направленная на разработку типовых комплексов автоматизации научных исследований, должна предусматривать унификацию: структуры и системного математического обеспечения комплексов; набора средств вычислительной техники и внешних устройств ЭВМ; разработок специа-

лизированного оборудования на основе стандартных требований.

В тесной связи науки и практики, клинико-экспериментальных исследований и создании на их базе новых медицинских электронных систем — прочный фундамент научного обеспечения технического прогресса в здравоохранении.

1—5. Подсистема эксплуатации

Подсистема эксплуатации медицинской электронной техники должна обеспечивать эффективное функционирование, проверку, ремонт и модернизацию оборудования. Указанные задачи могут успешно решаться, как уже отмечалось, только при тесном сотрудничестве врачей и инженерно-технического персонала. Ясно, что использование электронных приборов в медицинских целях без врача невозможно. Однако при отсутствии квалифицированной постоянной помощи со стороны инженеров — специалистов в области медицинской электронной техники использование этих приборов сопряжено с большими трудностями. Врачам зачастую трудно оценить исправность того или иного аппарата, что может повлечь за собой и неточности диагностического характера. Инженерно-технический персонал, занятый вопросами эксплуатации аппаратуры, должен гарантировать врачу исправность аппаратуры, нахождение ее параметров в рамках, оговоренных паспортными данными используемых устройств.

Вместе с тем следует отметить, что наличие исправной электронной аппаратуры еще само по себе не может служить гарантией ее эффективного использования. Одно из обследований крупного многопрофильного медицинского центра со стационаром, проведенных в США [141], показало, что многочисленное электронное оборудование использовалось в ходе лечения только 12,3% общего числа больных, причем только у 3,8% — в день поступления. В основном применялись лишь 14 типов аппаратов, преимущественно электроэнцефалографы, водители ритма сердца. При проведении 19 обширных хирургических вмешательств кардиоскоп использовался только в 9 из них, а кардиомонитор — у 1 больного.

Конечно, подобная картина во многом объясняется теми недостатками в технической подготовке врача, ко-

торые уже отмечались ранее. Кроме того, это связано и с достаточно часто встречающимися ситуациями, когда врач с недоверием (часто не напрасным) относится к показаниям тех или иных электронных медицинских устройств. Повысить надежность результатов, получаемых с помощью электронной аппаратуры, сделать их надежными постоянными помощниками врача — одна из основных задач подсистемы эксплуатации. Она может быть успешно решена лишь на современной научно-технической и организационной основе. Не останавливаясь на деталях, можно отметить некоторые характерные стороны решения сформулированной проблемы.

1. **Использование экономико-математических моделей.** Разработка таких моделей может дать возможность решить многие вопросы экономики производства и эксплуатации медицинской электроники и другой техники, включая управление качеством. Дальнейшая разработка моделей позволит обосновать нормативы загрузки техники в лечебных учреждениях, периодичность технического обслуживания и ремонта, сроки службы изделий [33, 34].

Так, например, для оптимизации эксплуатации медицинской техники Ю. Ф. Кабатовым предложена математическая модель, описывающая этот процесс:

$$K_э = \frac{Q_0 T K_з \cdot K_с}{B\left(e^{ET} + \sum_{i=1}^{n} K_з' \frac{\Delta K_i}{ET}(e^{ET} - 1)\right)},$$

где $K_э$ — коэффициент среднегодовой эффективности в единицах целевой отдачи на 1 руб. затрат;

T — расчетный срок службы изделия;

Q_0 — целевая отдача в натуральных единицах в единицу времени (число обслуженных пациентов, отпущенных диагностических или лечебных процедур и т. п.);

B — стоимость изделия в рублях;

ΔK_i — сумма эксплуатационных расходов по i-й группе расходов за время T, выраженная в долях от текущих расходов (материалы, зарплата) в себестоимости изделия;

E — коэффициент эффективности вложений (обычно $E=0{,}12$);

n — число групп расходов (техническое обслуживание, запасные части, энергетическое питание, основные и вспомогательные материалы);

$K_э$ — коэффициент загрузки изделия во времени относительно некоторого установленного норматива целевой отдачи, принятого за единицу;

$K_с$ — коэффициент, учитывающий снижение эффективности изделия в связи с дисперсией сроков службы, по сравнению с расчетными;

$K_э'$ — коэффициент, учитывающий изменение размера эксплуатационных затрат в связи с изменением загрузки изделия во времени.

Исследование модели дает возможность устанавливать оптимальную периодичность технического обслуживания при изменениях загрузки, связанных с условиями эксплуатации техники в учреждениях здравоохранения различной мощности и профиля. Степень загрузки определяет разброс (дисперсию) сроков службы изделий. Эта же модель с успехом может использоваться для технико-экономической оценки качества или эффективности новых разработок. При этом расчетный срок службы можно выбирать в зависимости от принятых показателей надежности. Экономико-математическое моделирование медицинской техники, начатое сравнительно недавно, дает возможность количественно интегрально оценить качество разработок, производства и эксплуатации медицинской техники.

2. Разработка методики и технических средств проверки электронной медицинской аппаратуры. В связи с ростом количества используемых электронных устройств и их сложности вопросы испытания и проверки аппаратуры приобретают все большую актуальность. В связи с этим возникают многочисленные проблемы создания наилучших тестирующих сигналов, приборов — образцовых имитаторов биомедицинских процессов, оптимальных методик проверки электронных устройств, специальных испытательных стендов и т. д. В рамках крупных комплексов с использованием ЭВМ речь может идти даже о частичной или полной автоматизации процесса проверки электронной аппаратуры. При этом частичная автоматизация предполагает использование наряду с образцовыми мерами и средствами измерений специализированного устройства для автоматического формирования сигналов; их коммутации и сравнения ожидаемых

сигналов с реально получаемыми на выходах испытуемых приборов с последующей регистрацией результатов измерений. Полная автоматизация предполагает использование ЭВМ для хранения, воспроизведения эталонных сигналов и для последующих вычислений — обработки получаемых данных [25, 83].

Предложены прямой и косвенный методы автоматической оценки точности средств измерений с помощью цифровых вычислительных машин [25]. При прямом методе эталонный сигнал по заданной программе через цифроаналоговый преобразователь поступает на вход измерительной аппаратуры, а ее выходной сигнал по заданной программе через аналого-цифровой преобразователь поступает в вычислительную машину, где по выбранному критерию сравнивается с входным сигналом.

При косвенном методе с помощью автоматических устройств измеряют необходимые статические и динамические характеристики прибора, затем с помощью преобразователей эти характеристики вводят в память ЭВМ и по заданным программам идентификации с требуемой точностью строят экспериментальную математическую модель прибора. Далее с помощью этой модели автоматически оценивается динамическая погрешность прибора и оценивается работоспособность прибора по некоторому выбранному критерию. Косвенный метод предпочтителен в тех случаях, когда затруднен непосредственный автоматический ввод в ЭВМ результатов измерений.

Реализация указанных автоматизированных методов испытаний и проверки средств медицинской техники, в том числе электронных, требует комплексного решения сложных общих и специальных задач (выбор конечного числа эталонных сигналов из реальных в норме и патологии, разработка специальных вводных и выводных устройств, аппаратов точной магнитной записи и воспроизведения сигналов для ЭВМ, программ идентификации средств измерений и автоматической оценки погрешностей средств измерений и т. д.).

3. Создание стройной структуры службы эксплуатации. Служба эксплуатации медицинской техники, в том числе и электронной, должна включать в себя инженерно-технический персонал, непосредственно занятый эксплуатацией аппаратуры, наблюдением за ее исправ-

ностью, оказанием помощи врачу в ее использовании. С другой стороны, представляется необходимым и наличие некоторой централизованной организации, инженерно-технические работники которой призваны решать вопросы проверки электронной аппаратуры, ее ремонта и модернизации.

1—6. Перспективы развития системного подхода

Перспективы развития системного подхода к медицинской электронике можно представить себе достаточно ясно только учитывая общие перспективы развития медицинской техники и всей системы здравоохранения в целом, в частности с учетом будущих отраслевой автоматизированной системы управления (АСУ) здравоохранением и общегосударственной автоматизированной системы сбора и обработки экономической информации (ОГАС). Прогнозировать виды технического оснащения медицинских учреждений [71] — это значит во многом предугадать формы развития сети медицинских учреждений, их характер и структуру, изменение состава и образования персонала [69].

При перспективном планировании всегда существует опасность представлять будущее, основываясь на сегодняшних ценностях и стандартах. Поэтому в дальнейшем будут установлены наиболее вероятные критерии, отличающиеся от используемых для оценки настоящего состояния медицинской техники. В ближайшем десятилетии следует ожидать интенсивного внедрения в промышленность медицинской техники средств механизации и автоматизации производства, АСУ, новых материалов и прогрессивных методов их формообразования, совершенствования принципов организации производства [26]. Эти общие условия технического прогресса поднимут медицинскую электронику на качественно новую ступень.

В ближайшие 10—15 лет, по-видимому, интенсивно будут развиваться следующие направления:

1. Использование системного анализа для интерпретации современных физиологических, биофизических, биохимических, а на их базе — клинических концепций.

2. Сокращение интервала между накоплением и применением биомедицинских знаний. Для решения этой задачи наибольшие усилия будут направлены на подго-

товку кадров со смежным образованием по основным направлениям исследований в медицине и технике, а также на создание биомедицинских технических исследовательских центров для оптимального использования технических наук в биологии и медицине.

3. Применение методов обработки медицинской информации на базе ЭВМ для принятия обоснованных решений и управления. Изучение процессов на клеточном и субклеточном уровнях, успехи молекулярной биологии потребуют интенсивного использования ЭВМ для анализа и интерпретации этих исследований.

4. Объединение усилий инженеров, владеющих современной микроэлектроникой, врачей и биоинженеров для создания специализированных устройств съема, регистрации, передачи и обработки информации на базе интегральных схем, в частности разработка проблем, связанных с диагностикой и лечением угрожающих состояний, и проблем представления информации в удобной для врача форме [28].

5. Дальнейшее увеличение эффективности автоматизации клинических лабораторий.

В целом прогнозирование развития медицинской техники должно быть основано на принципах учета взаимодействия многих факторов [26]. Эффективность прогнозирования и развития медицинской электроники полностью зависит от того, насколько в ближайшем будущем удастся обеспечить взаимосвязанную работу основных подсистем — подготовки кадров, технического обеспечения, научного обеспечения и эксплуатации электронной медицинской аппаратуры.

ГЛАВА 2. СЪЕМ МЕДИЦИНСКОЙ ИНФОРМАЦИИ

2—1. Классификация устройств съема

Устройства съема медицинской информации обеспечивают получение сигналов, связанных с теми или иными явлениями, происходящими в живом организме. Устройства съема — переходное звено между исследуемым организмом и последующими устройствами усиления сигналов, их отображения, регистрации, передачи по каналу связи, обработки и т. д.

В дальнейшем в основном будут рассматриваться устройства съема, выходным сигналом которых является электрический сигнал. Можно сказать тогда, что устройство съема есть своего рода переводчик информации с «физиологического языка» организма на «язык электронного устройства», без чего невозможны все последующие этапы преобразования исходной информации.

Проблема съема медицинской информации является первой, которая неизбежно возникает при контакте врача и инженера на стыке медицины и техники. Трудно отдать приоритет в ее решении врачу или инженеру. Для успешного конструирования и применения устройств съема необходимы глубокие знания физиологии, анатомии, медицинской физики, химии, особенностей и принципов работы различной электронной аппаратуры. Для того чтобы получить достоверный результат при измерении и регистрации, объективно отражающий суть процессов, происходящих в организме, сделать правильный вывод при постановке диагноза, врачу необходимо четко представлять принципы работы и методику применения устройств съема информации, достоинства и недостатки их различных конструкций.

Все медицинские параметры, подлежащие измерению и регистрации, можно разделить на две группы [59]:

измеряемые непосредственно; измеряемые опосредованно.

К первой группе относятся, например, движения, связанные с сердечными сокращениями, температура тела, биоэлектрические потенциалы. Съем этих величин осуществляется с помощью соответствующих устройств, которые непосредственно воспринимают от исследуемого организма изменения тех или иных параметров: механического перемещения, температуры, электрического потенциала.

Ко второй группе параметров относятся такие, которые сами по себе не могут быть измерены, либо проведение подобных замеров затруднено, но изменения которых приводят к изменениям других показателей, более удобных для измерения. Иными словами, интересующие врача те или иные стороны жизнедеятельности организма оцениваются косвенным путем измерения некоторых вспомогательных величин. Так, например, электрическое сопротивление некоторого участка тела может интересовать врача как определенная характеристика кровенаполнения этого участка; изменения степени поглощения света тканями могут быть связаны с изменениями объема органа или части тела. Очевидно, что для параметров, измеряемых опосредованно, требуется обратить особое внимание на установление первоначальных зависимостей между параметрами, интересующими врача, и фактически измеряемыми косвенными показателями.

Независимо от особенностей конкретных технических реализаций к устройствам съема можно предъявить ряд общих требований. Они должны обеспечивать: получение устойчивого информативного сигнала; минимальное искажение полезного сигнала; максимальную помехозащищенность; удобство размещения в необходимом для измерения месте; отсутствие побочного — раздражающего или другого — действия на организм; возможность стерилизации (без изменения характеристик) и многократного использования.

Всю совокупность различных устройств съема медицинской информации целесообразно подразделить на две большие группы (рис. 1): электроды и датчики (преобразователи).

Электроды — это проводники специальной формы, с помощью которых часть электрической цепи, составленная из проводов, соединяется с другой частью этой

цепи неметаллического типа проводимости (например, с той или иной частью тела, органом, поверхностью кожи и т. д.). Электроды чаще всего используются для съема электрического сигнала реально существующего в исследуемом организме. Они просто выполняют роль

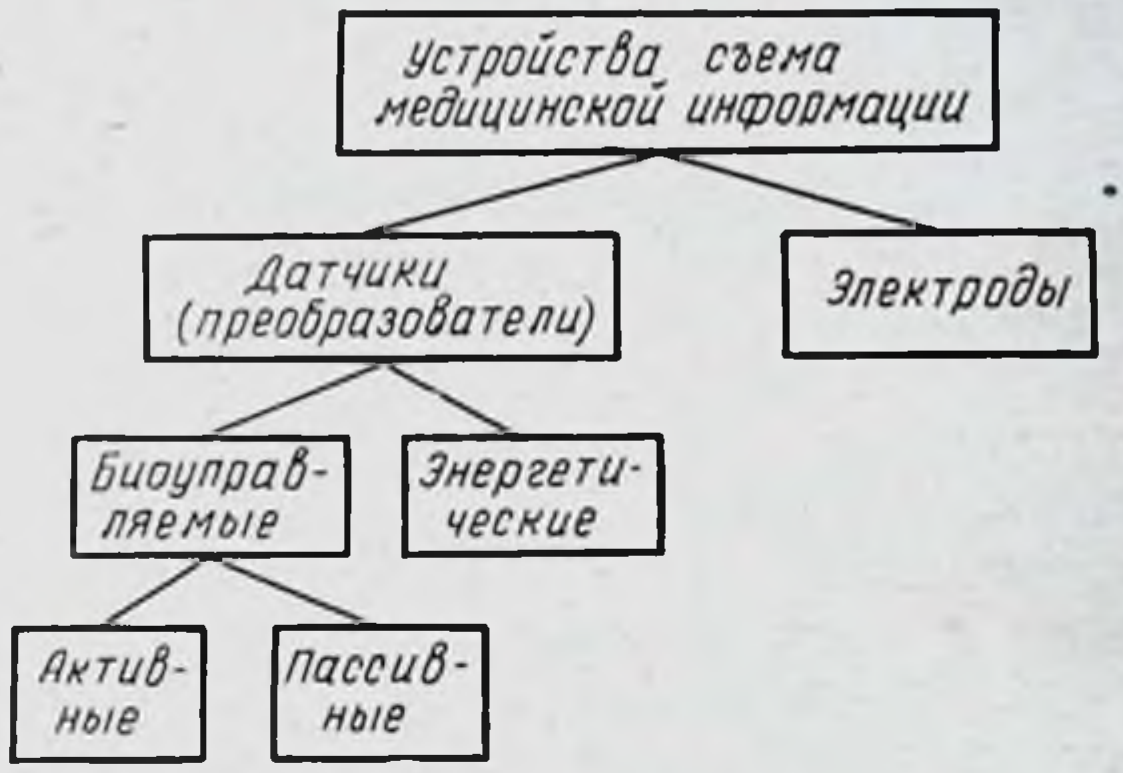


Рис. 1. Классификация устройств съема медицинской информации.

контакта в электрической цепи, осуществляя отведение электрического сигнала с той или иной степенью потерь, зависящей от качества контакта между электродом и той частью организма, с которой он соприкасается. В зависимости от вида тканей (или органов), биоэлектрическая активность которых исследуется, различают: электрокардиографию (ЭКГ) -- исследование электрической активности сердца; электроэнцефалографию (ЭЭГ) — исследование биоэлектрической активности мозга; электромиографию (ЭМГ) — анализ электрической активности мышц; электроокулографию (ЭОГ) — исследование изменений потенциала, обусловленного движением глазного яблока; электрогастрографию (ЭГГ) — анализ вариации электрических сигналов, вызванных моторной деятельностью желудка [1].

---

[1] В дальнейшем указанные здесь сокращения — ЭКГ, ЭЭГ и др.— будут использованы не только для обозначения метода исследования, но и в качестве названия регистрируемой кривой изменения биопотенциала, получаемой с помощью данного метода (ЭКГ — электрокардиограмма, ЭЭГ — электроэнцефалограмма и т. п.).

В принципе указанный перечень методов исследования биоэлектрической активности тех или иных органов может быть расширен.

В некоторых случаях электроды могут использоваться не для съема электрических потенциалов, реально имеющихся в живом организме, а для подведения к организму некоторого внешнего электрического воздействия.

Такая ситуация имеет место, например, в электроплетизмографии (реографии), с помощью которой исследуются колебания интенсивности кровотока в органе или кровеносном сосуде. Переменное напряжение достаточно высокой частоты (30—250 кГц) прикладывается с помощью электродов к исследуемому участку тела. Измеряя вариацию полного электрического сопротивления (импеданс) тканей, включающего активную и реактивную компоненту, можно судить о характере изменения кровенаполнения тканей.

К электродам, как элементам съема медико-биологической информации, обычно предъявляются специфические требования: они должны быстро фиксироваться и сниматься, обладать низкой стоимостью, высокой стабильностью электрических параметров, эластичностью при достаточной механической прочности, не давать артефактов и помех, не оказывать раздражающего действия.

Датчик — (преобразователь медицинской информации) — устройство съема информации, реагирующий своим чувствительным элементом на воздействие измеряемой величины, а также осуществляющий преобразование этого воздействия в форму, удобную для последующего усиления, регистрации, обработки и т. д.

Тип и конструкция датчика зависят от вида необходимого преобразования, т. е. определяются конкретными физическими представлениями входного неэлектрического сигнала и выходного электрического сигнала, а также зависят от условий работы датчика.

Входными неэлектрическими величинами датчиков могут быть механические величины (линейные и угловые перемещения, скорость, ускорение, давление, частота колебаний), физические (температура, освещенность, влажность), химические (концентрация вещества, состав), непосредственно физиологические (наполнение ткани кровью).

Выходными электрическими величинами обычно служат ток, напряжение, полное сопротивление (импеданс), частота (или фаза) переменного тока или импульсных сигналов.

Датчики медико-биологической информации можно разделить на две группы: биоуправляемые и энергетические.

Биоуправляемые датчики изменяют свои характеристики непосредственно под влиянием медико-биологической информации, поступающей от объекта измерения. В свою очередь биоуправляемые датчики подразделяются на активные (генераторные) и пассивные (параметрические).

В активных датчиках измеряемый параметр непосредственно преобразуется в электрический сигнал, т. е. под воздействием измеряемой величины активные датчики сами генерируют сигнал соответствующей амплитуды или частоты. К таким датчикам относятся пьезоэлектрические, индукционные преобразователи, термоэлементы.

Пассивные датчики под воздействием входной величины изменяют свои электрические параметры: сопротивление, емкость или индуктивность. В отличие от активных (генераторных) датчиков пассивные (параметрические) датчики для получения соответствующего значения выходного напряжения или тока включаются в электрическую цепь с внешним источником питания. К таким датчикам можно отнести емкостные, индуктивные, резистивные, контактные датчики.

Энергетические датчики в отличие от биоуправляемых активно воздействуют на органы и ткани. Они создают в исследуемом органе так называемый немодулированный энергетический поток со строго определенными, постоянными во времени характеристиками. Измеряемый параметр воздействует на характеристики этого потока, модулирует его пропорционально изменениям самого параметра. Энергетические информационные преобразователи нуждаются в источнике дополнительной энергии для воздействия на объект и создания немодулированного энергетического потока. Из датчиков такого типа можно указать, к примеру, фотоэлектрические и ультразвуковые.

Каждый датчик характеризуется определенными метрологическими показателями. Важнейшими из них являются:

1) чувствительность — минимальное изменение снимаемого параметра, которое можно устойчиво обнаружить с помощью данного преобразователя;

2) динамический диапазон — диапазон входных величин, измерение которых производится без заметных искажений от максимальной предельной величины до минимальной, ограниченной порогом чувствительности или уровнем помех;

3) погрешность — максимальная разность между получаемой и номинальной выходными величинами;

4) время реакции — минимальный промежуток времени, в течение которого происходит установка выходной величины на уровень, соответствующий измененному уровню входной величины.

Ниже будут рассмотрены датчики температуры, параметров системы дыхания, сердечно-сосудистой системы и некоторые другие. Подобное изложение материала хотя и не соответствует приведенной здесь классификации, представляется предпочтительным для облегчения понимания рассматриваемой проблемы. Это объясняется утвердившимся в классической физиологии и клинической медицине делением организма на отдельные анатомические функциональные системы: система кровообращения, система дыхания, пищеварения и т. д., соответственно которым удобно разделять устройства съема информации об их состоянии. Что же касается электродов, то описание этих устройств съема информации не нуждается в подразделении по отдельным анатомическим системам организма.

2—2. Электроды

Биоэлектрические сигналы, характеризующие функциональную активность различных систем и органов человека, являются существенно слаботочными и занимают область низких и инфранизких частот. Это хорошо иллюстрируется с помощью табл. 1, где для различных методов анализа биопотенциалов указаны амплитуды и полосы частот анализируемых сигналов.

В связи с этим обстоятельством важнейшим общим требованием, предъявляемым к различным электродам, является требование минимума потерь полезного сигнала, особенно на переходном сопротивлении электрод — кожа, которое нужно стремиться сделать наименьшим.

Величина переходного сопротивления зависит от типа металла, из которого изготовлен электрод, свойств кожи, площади ее соприкосновения с электродом и от проводящей среды между ними.

Таблица 1

Параметры биоэлектрических сигналов в различных методах исследования

Параметры	Наименование метода				
	ЭКГ	ЭЭГ	ЭМГ	ЭОГ	ЭГГ
Амплитуда, мВ	0,1—5,0	0,01—0,5	0,01—50	0,05—0,2	0,1—1
Полоса частот, Гц	0,5—400	1—1000	1—10000	0,5—15	0,01—10

Переходное сопротивление между чистой сухой кожей и электродом измеряется сотнями килоом. Для его уменьшения между кожей и электродом обычно прокладывается марлевая салфетка, смоченная физиологическим раствором. При этом переходное сопротивление снижается до десятков килоом. В последнее время чаще применяют специальные проводящие электродные пасты, которые дают лучший результат, чем простые электролиты.

Переходное сопротивление уменьшается также с увеличением площади контакта электрод — кожа. Однако размер площади определяется необходимой степенью локализации источника снимаемого биологического сигнала. Чем больше площадь электрода, тем меньшую информацию несет снимаемый сигнал о локализации очага поражения центральной нервной системы при регистрации ЭЭГ или об изменениях электрической активности участка миокарда при регистрации грудных отведений ЭКГ. С увеличением площади электрода падает помехозащищенность регистрирующей системы. Например, в спортивной медицине запись сигнала ЭКГ затрудняют биопотенциалы работающих мышц. Для снижения уровня этих помех электроды для ЭКГ стремятся расположить в областях, где под кожей находится кость и отсутствуют мышцы (например, над грудиной). Именно это условие размещения в данном случае определяет площадь электрода. Известно, что при погружении металлического электрода в электролит между металлом и раствором возникает некоторая разность

потенциалов (электродный потенциал). При прохождении тока в цепи этот потенциал изменяется вследствие гальванической поляризации электрода. Потенциал поляризации зависит от многих причин (природы электрода, состава электролита, температуры и т. д.) и обычно меняется во времени в достаточно широких пределах. По своей величине он может достигать значений, превышающих величину полезного биоэлектрического потенциала. Все это в конечном итоге может привести к тому, что эффект поляризации электрода существенно исказит форму регистрируемого сигнала, а в ряде случаев сделает его регистрацию невозможной. Поэтому поляризация электрода является крайне нежелательным явлением. Она может быть уменьшена подбором материала электродов и состава электродных паст.

Существует множество типов металлических электродов. В качестве материала для изготовления электродов применяются золото, платина, серебро, палладий, нержавеющая сталь, сплавы с иридием и другие металлы, сплавы и химические соединения, причем исследователи часто используют не просто различные, но и неодинаково обработанные металлы. Поэтому предметом постоянной дискуссии является вопрос о влиянии металла и способа обработки на характер получаемых результатов. Не вдаваясь в подробности этой дискуссии, отметим, что при использовании различных электродов может иметь значение:

а) различие в контактных сопротивлениях (импедансах), даваемых электродами различных типов; при этом существенное значение здесь имеет величина входного сопротивления (импеданса) усилительного устройства;

б) различие в уровнях шумов на границе раздела «электрод — ткань» и в величинах артефактов (помех), возникающих при движении электродов относительно окружающего электролита или за счет различия коррозионных токов;

в) особенности действия металла электродов на ткань в месте съема информации и различие в реакциях металла на изменение содержания химических веществ в окружающих тканях (вследствие протекания окислительно-восстановительных реакций с участием веществ, содержащихся в тканях);

г) различие в интенсивности потенциалов поляризации.

В экспериментах с записью электроэнцефалограммы, обработанной на ЭЦВМ, показано, что погрешность регистрации, связанная с выбором металла и способом обработки электрода, не превышает 10%, но может существенно возрастать при входном импедансе усилителя ниже 10^7 Ом. При этом наилучший эффект дает применение электродов, изготовленных из хлористого серебра. Такие электроды получают либо путем электролитического хлорирования серебра, либо прессованием порошкообразных смесей серебра и его хлорида.

Конструкции и характеристики электродов зависят во многом от целей их применения. По назначению электроды можно разделить на четыре группы:

1) для одноразового применения (в кабинетах функциональной диагностики и т. п.);

2) для длительного, непрерывного наблюдения биоэлектрических сигналов (в условиях палат реанимации, интенсивной терапии);

3) для динамического наблюдения (в условиях физических нагрузок в палатах реабилитации, в спортивной медицине);

4) для экстренного применения (в условиях неотложной терапии, скорой помощи).

Для кратковременного снятия грудных отведений ЭКГ применяется так называемый электрод-присоска. Этот электрод снабжен резиновым баллончиком, который дает возможность просто и достаточно надежно крепить собственно электрод в нужном месте грудной клетки. Однако такой электрод нельзя использовать для длительной регистрации из-за недостаточной герметичности, потери присасывающей силы резинового баллончика и возможных кровоизлияний в кожу и подкожную клетчатку.

Для снятия специальных пищеводных отведений ЭКГ применяют электрод в виде оливы на конце резинового или пластмассового катетера. Такие электроды могут иметь различный диаметр.

При длительной регистрации биоэлектрических сигналов в условиях палат реанимации и интенсивной терапии встает проблема сохранения в течение длительного времени низкого и постоянного переходного сопротивления. Для этих целей применяются электроды специальной конструкции, иногда называемые монитрода-

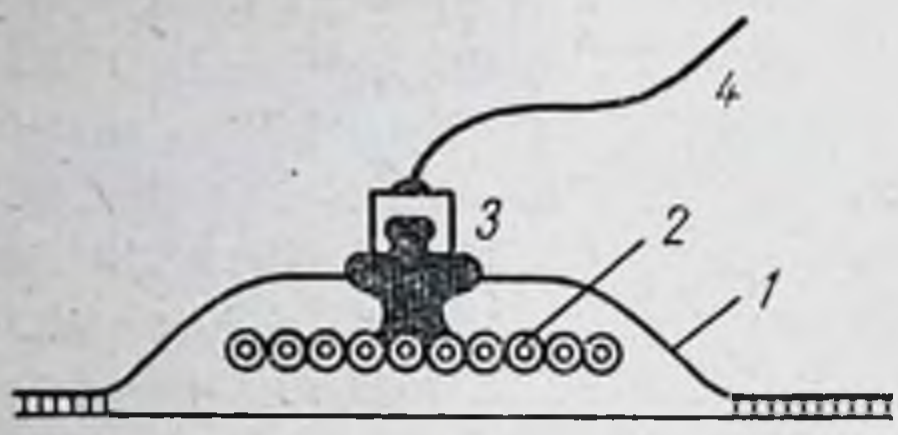


Рис. 2. Конструкция электрода для длительной регистрации ЭКГ.

1 — пленка на клеевой основе; *2* — сетка из хлористого серебра; *3* — кнопка; *4* — отводящий проводник.

ми, предотвращающие высыхание контактной пасты. Для снятия ЭКГ в этих условиях больше других распространены чаше- или тарелкообразные электроды. Они накладываются на обезжиренную кожу с удаленным волосяным покровом. Пластмассовый корпус приклеивается контактной поверхностью к коже, прижимая собственно электрод, изготовленный из смеси серебра с хлоридом серебра, имеющий небольшой потенциал поляризации. Для долговременной регистрации применяются пасты специального состава, не вызывающие раздражения кожи. На рис. 2 представлена одна из разновидностей конструкции упомянутого электрода для регистрации ЭКГ. В этой конструкции вместо пластмассового корпуса применяется пленка на клеевой основе *1*, что намного упрощает процесс фиксации электрода. Внутри полости, образованной пленкой, расположен собственно электрод *2*, который представляет собой проволочную сетку из хлористого серебра. Электрод крепится к пленке с помощью кнопки *3*, к которой с внешней стороны пристегивается отводящий проводник *4*.

Игольчатые электроды до недавнего времени применялись только в период оперативного вмешательства, но теперь все чаще применяются для регистрации ЭКГ и ЭЭГ в системах постоянного наблюдения за тяжелобольным. Инъецируемые электроды из тонкой платиновой проволоки просты в применении и не раздражают кожу. Однако их использование связано с нарушением кожного покрова и возможностью проникновения инфекции в канал электрода, хотя практически инфицирование происходит крайне редко [218—220].

Дальнейшим развитием таких электродов являются эластичные винтовые электроды (подкожные электроды). Собственно электрод, изготовленный из стали высоких сортов, расположен в инъекционной канюле, аналогично мандрену. После прокола канюля вынимается,

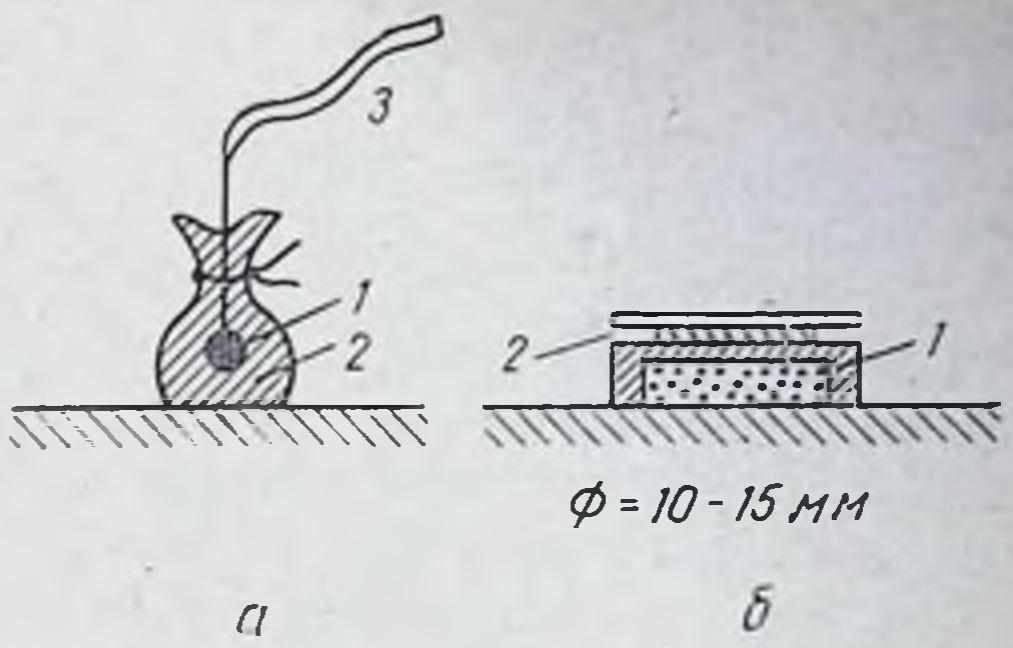


Рис. 3. Электроды для регистрации ЭЭГ у человека.

а — электрод, для которого в качестве проводящей среды используется физиологический раствор: *1* — металлический посеребренный шар; *2* — губчатая резина; *3* — отводящий проводник; *б* — электрод, применяющийся со специальной электродной пастой; *1* — полый цилиндр; *2* — кольцевой паз.

оставляя электрод под кожей. Выступающая над кожей часть электрода используется для подключения отводящего провода. Электроды отличаются высокой стабильностью при записи ЭКГ в течение недели и более при отсутствии каких-либо признаков раздражения ткани. Предложены sprау-электроды. Система электрода состоит из трех компонентов: специальной токопроводящей эмульсии, проникающей глубоко в кожу, серебряного отводящего контакта с кабелем и покрывающей пластинки. При многодневном постоянном наблюдении за ЭКГ электроды показали высокую помехозащищенность, хорошую эластичность благодаря их плоской форме. Недостатком таких электродов является высокая стоимость из-за невозможности многократного использования.

Имеется много конструкций электродов для непосредственной регистрации ЭКГ плода через открытую шейку матки.

Это электроды для плода по Junge, специальные игольчатые электроды по Suling, электроды-зажимы по Hou и их модифицированный вариант по Klöck. Наиболее распространены электроды-зажимы, которые крепятся к предлежащей части плода. Вторым пунктом отведения являются вагинальный или цервикальный секрет матери. Собственно электрод изготовлен из смеси серебра с хлоридом серебра, его можно использовать многократно, он легко стерилизуется. Фиксация электрода связана с некоторыми трудностями, легко преодолимыми после кратковременной тренировки.

В ЭЭГ применяются электроды, площадь контакта с кожей которых не превышает 1,1—1,5 $см^2$. Это вызвано необходимостью возможно более точной локализации патологического очага источника биоэлектрического

сигнала. Наиболее простыми являются электроды, изображенные на рис. 3.

В одном из них (рис. 3, *а*) в качестве проводящей среды используется физиологический раствор. Собственно электрод представляет собой цилиндр или шар небольшого диаметра *1*, который обернут губчатой резиной *2*, пропитанной физиологическим раствором. В другой конструкции электрода (рис. 3, *б*) в качестве проводящей среды применяется электродная паста. Электрод *1* выполнен в виде цилиндрической чашки. Для удобства манипуляции при наложении отводящий проводник крепится к электроду с помощью упругой плоской вилки, которая вставляется в круговой паз электрода *2*.

Электроды для снятия биопотенциала мышц представляют собой плоские круглые металлические пластинки, поверхность которых покрыта тонким слоем золота или хлористого серебра. Диаметр этих электродов не превышает 10—15 мм.

Все перечисленные разновидности электродов предназначены для отведения биоэлектрических сигналов с поверхности кожи и требуют ее предварительной обработки. Эта процедура даже при небольшом количестве электродов требует затрат времени, особенно ощутимых в условиях скорой помощи. В подобных условиях в качестве электродов часто применяются обычные инъекционные иглы и специальные электродные комплексы [220]. Конструктивно такие комплексы выполняются в виде равносторонней треугольной пластины из изоляционного материала со стороной 15—20 см, в углах которой располагаются конусовидные электроды высотой 1—2 см. Эта пластина накладывается соответствующим образом на область сердца и обеспечивает достаточно хороший и надежный контакт. Иногда такой электродный комплекс выполняется в виде основания миниатюрного кардиоскопа с автономным питанием.

Простым и экономичным является многоточечный электрод — модифицированный плоский овальный электрод, к нижней поверхности которого прикрепляются несколько небольших игл. Высота игл примерно равна толщине верхних слоев эпителия. Электроды такого типа имеют небольшое переходное сопротивление. Наложение такого электрода сопровождается раздражением кожи, что ведет к значительному увеличению кровотока в коже, а это в свою очередь способствует еще больше-

му снижению переходного сопротивления. Многоточечные электроды находят широкое применение в условиях скорой помощи. Для длительного наблюдения подобные электроды почти не используются ввиду нестабильности переходного сопротивления.

Для записи ЭМГ в эксперименте и в клинике могут применяться три основных типа игольчатых электродов: униполярный, биполярный и коаксиальный. Сравнение формы сигнала, записанного с помощью этих трех типов электродов, показало, что биполярная игла дает форму сигнала, являющуюся производной по времени сигнала, отведенного с помощью униполярной иглы, и значительно уменьшает уровень шумов. Сигнал, записанный с помощью коаксиальной иглы, идентичен сигналу, отведенному униполярной иглой, но уровень шумов при этом значительно меньше [242].

В последние годы ЭМГ вызывает все больший интерес как одно из средств получения информации о поведении оператора в системе человек — машина. В этом случае необходим хороший электрический контакт электрода с тканью в течение длительного времени. Обычные игольчатые или поверхностные электроды не подходят для этой цели, главным образом потому, что имеют высокий импеданс, особенно в области низких частот. Увеличение площади для снижения импеданса приводит к тому, что электрод записывает суммарную активность соседних групп мышц.

Разработан подкожный электрод из стеклообразного углерода, лишенный описанных недостатков [219]. Материал имеет высокую электропроводность ($1{,}5 \cdot 10^{-3}$ Ом/см) и химически более инертен, чем другие известные формы углерода. По своим свойствам материал напоминает проводящую керамику. Конструктивно электрод выполнен в виде катушки. Высота ее 5 мм, диаметр щечек 4 мм, осевого цилиндра — 2,5 мм.

Развитие электроники, широкое использование полевых транзисторов во входных каскадах усилителей биопотенциалов дало возможность получить огромные величины входных сопротивлений усилителей, доходящих до сотен миллиардов Ом (сотен ГОм). Такие величины входных сопротивлений позволили практически устранить потери сигнала на переходе кожа — сухой электрод, а также создать емкостной электрод. Емкостной электрод представляет собой металлическую пластинку, по-

крытую с помощью специальной технологии тонким слоем диэлектрика (лак или окисная пленка металла). Металлическая пластина является одной обкладкой конденсатора, а поверхность кожи — другой. Биоэлектрический сигнал изменяет разность потенциалов между обкладками конденсатора пропорционально изменению своей величины. Эта разность потенциалов между обкладками подается на вход усилителя, который усиливает этот сигнал до необходимой величины. Для уменьшения влияния внешних шумов входные каскады усилителя обычно встраиваются непосредственно в корпус электрода. Применение емкостного электрода не требует специальных мер предварительной обработки кожи [171].

2—3. Датчики температуры тела

Различают температуру ядра или сердцевины тела и температуру поверхности кожи тела человека. Температура поверхности зависит от условий окружающей среды: температуры и влажности воздуха, одежды, развития волосяного покрова, кровоснабжения кожи и т. д. Температура ядра тела является более достоверным показателем системы терморегуляции организма. В медицинской практике производят измерения обоих величин.

Для оценки температуры ядра измеряют температуру в мышцах и отдельных органах, ректальную температуру, температуру в полости рта, подмышечной впадине, паховой области и пупочной ямке. При измерении температуры поверхности для диагностики важны симметричные температурные поля, которые дают возможность оценить интенсивность кровоснабжения какой-либо части или сегмента человеческого тела.

Для измерения температуры человеческого тела в качестве датчиков используются проволочные и полупроводниковые терморезисторы, а также термоэлементы. В основу работы проволочных и полупроводниковых резисторных датчиков положено их свойство изменять сопротивление при изменении температуры. Изменение сопротивления оценивается величиной температурного коэффициента сопротивления (ТКС). ТКС может быть либо положительным, либо отрицательным. Положительный ТКС говорит о том, что при увеличении температуры величина сопротивления датчика возрастает. При отрицательной ТКС это соотношение будет обрат-

ным. Такие датчики можно отнести к классу пассивных (параметрических) биоуправляемых датчиков. Величина ТКС характеризует чувствительность датчика. Высокие ТКС имеют полупроводниковые терморезисторы.

В основу работы термоэлектрических датчиков (термоэлементов) положен принцип работы термоэлектрогенератора. Суть его сводится к следующему: если соединить с одной стороны концы двух металлических пластинок, изготовленных из разных металлов, например из железа и константана, и нагревать место соединения, то между свободными концами пластинок можно зарегистрировать появление электродвижущей силы (э. д. с.), которая получила название термоэдс. Величина этой термоэдс зависит от температуры места соединения пластинок и, следовательно, с ее помощью можно судить о температуре. Такие датчики относятся к активным (генераторным) биоуправляемым датчикам.

Среди характеристик, определяющих качество датчиков температуры, необходимо выделить:

а) линейность зависимости сопротивления R или термоэдс I от температуры.

Датчик считается линейным, если любое изменение температуры на величину $\Delta t°$ дает всегда строго пропорциональное изменение параметра датчика (сопротивления R или э. д. с. I), т. е. выполняется условие $\frac{\Delta t°}{\Delta R} = \text{const}$ или $\frac{\Delta t°}{\Delta e} = \text{const}$ вне зависимости от начальной температуры. Высокой линейностью отличаются проволочные и термоэлектрические датчики;

б) время реакции τ. Время реакции характеризует динамические свойства датчика. Оно равно промежутку времени, необходимому для изменения сопротивления R или э. д. с. е с одного установившегося значения, соответствующего определенной температуре $t_1°$, до другого установившегося значения, соответствующего иной температуре $t_2°$, если изменение температуры с $t_1°$ до $t_2°$ осуществляется скачкообразно. Время реакции зависит от типа датчика, от его конструктивного выполнения, теплопроводности его оболочек, массы, температурной разницы и т. д. Минимальное время реакции имеют термисторы, на основе которых выполнено большинство датчиков для одномоментного измерения температуры;

в) стабильность параметров (R или е) во времени.

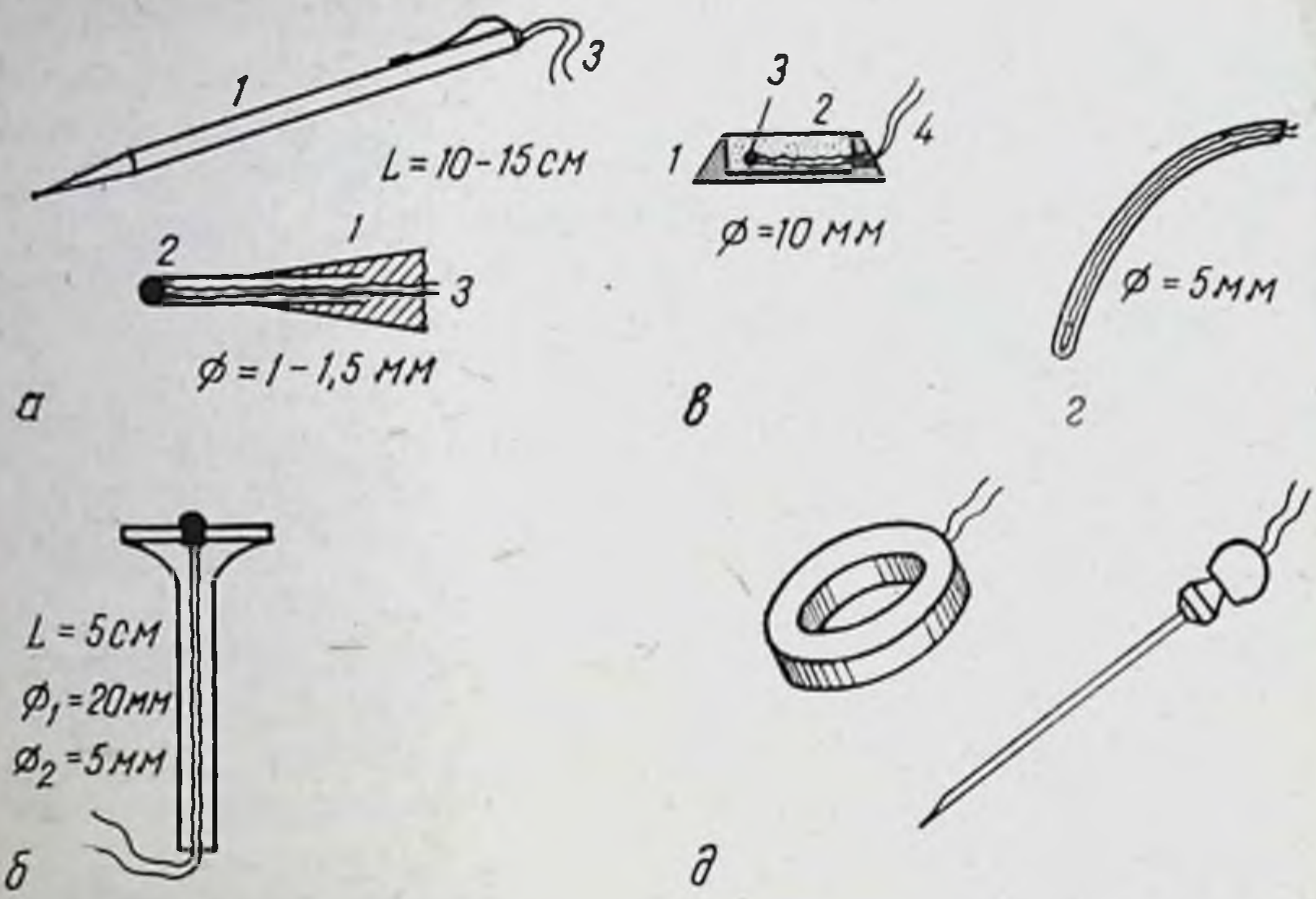


Рис. 4. Схемы датчиков температуры тела.

а — датчик для измерения температуры поверхности тела: *1* — корпус; *2* — термистор; *3* — выводы термистора; *б* — датчик ОКБ биологической и медицинской кибернетики Ленинградского СЗПИ (Северо-Западного политехнического института); *в* — поверхностный датчик для длительного наблюдения за температурой обследуемого: *1* — корпус; *2* — компаунд; *3* — термистор; *4* — выводы термистора; *г* — датчик для измерения ректальной температуры; *д* — термоэлектрический датчик (собственно датчик — слева; конструктивное оформление датчика в виде инъекционной иглы справа).

Высокой стабильностью обладают проволочные датчики.

Рассмотрим конкретные конструкции температурных датчиков, нашедших применение в медицине. Корпус датчика для измерения температуры поверхности тела внешне очень похож на шариковую авторучку (рис. 4, *а*), но вместо шарика на рабочем конце его имеется термистор *2*, выводы *3* которого идут внутри полого корпуса *1*. Датчик характеризуется высокой чувствительностью. Поэтому измерительная схема очень проста и достаточно надежна, но из-за невысокой стабильности термистора и измерительной схемы во времени перед каждым измерением необходима калибровка прибора. На точность измерения температуры влияет площадь соприкосновения чувствительной части датчика с кожей, которая зависит от величины усилия, с которой датчик приложен к коже. Подобная погрешность устранена в датчике, разработанном ОКБ биологической и медицинской кибернетики Северо-Западного политехнического

института (рис. 4, *б*). Его конструкция имеет опорную площадку, которая фиксирует положение чувствительного элемента на поверхности кожи, так что площадь соприкосновения термистора с поверхностью кожи всегда одна и та же. Благодаря применению специальных материалов и конструктивных особенностей корпуса, в котором заключен термистор, датчик имеет малое время реакции: $\tau = 3—4$ с.

Датчик на основе термистора для долговременной регистрации температуры в условиях палат интенсивной терапии (рис. 4, *в*) состоит из латунного корпуса *1*, в виде полого усеченного конуса. В полости корпуса с помощью пластмассы специального состава *2* крепится чувствительный элемент *3* — термистор. Выходные проводники *4* выведены через боковую поверхность корпуса. Нелинейность характеристики термистора и его нестабильность во времени компенсируется сложной измерительной схемой. Постоянная времени или скорость реакции такого датчика измеряется несколькими минутами.

Датчик для измерения ректальной температуры (рис. 4, *г*) изготовляется в виде пластмассового катетера, на конце которого под металлическим цилиндрическим колпачком расположен чувствительный элемент (проволочные терморезисторы, термисторы или термоэлементы).

Термоэлектрический датчик (рис. 4, *д*) обычно имеет вид кольца или стремени, но может при современной технологии помещаться и в просвете обычной инъекционной иглы. Такие иглы применяют для измерения внутримышечной, подкожной температуры и температуры внутри того или иного органа. Термоэлектрические датчики имеют высокую стабильность во времени, хорошую линейность и постоянную времени, не превышающую десятка секунд.

Касаясь перспектив развития датчиков температуры, можно предположить, что в ближайшем будущем будут широко применяться термисторные датчики для одномоментного измерения температуры. Для постоянного длительного контроля за состоянием пациента, по-видимому, целесообразно использование проволочных датчиков температуры и термоэлементов, так как они дают более высокую точность измерения и стабильные показания во времени.

2—4. Датчики параметров системы дыхания

При объективном исследовании системы дыхания врача интересуют как количественные характеристики дыхания (частота дыхания, объем вдыхаемого и выдыхаемого воздуха и др.), так и качественные характеристики процесса внешнего и тканевого дыхания (содержание газов во вдыхаемом и выдыхаемом воздухе, парциальные давления кислорода и углекислоты в крови, процент насыщения крови кислородом и т. д.). Частота дыхания — один из важнейших параметров, характеризующих функциональную активность системы дыхания. Каждый акт дыхания проявляется движением грудной клетки (изменением длины ее окружности) и образованием противоположно направленных потоков воздуха на вдохе и выдохе, имеющими разную температуру. Фиксация моментов периодически повторяющихся движений грудной клетки может быть наиболее просто осуществлена с помощью трех типов пассивных биоуправляемых датчиков: контактных, резистивных и пневматических.

Рассмотрим простейший контактный датчик (рис. 5, *а*). На основании *1* укреплены две контактные пластины *2* и *3*, образующие нормально разомкнутый контакт. В направляющих втулках *4* движется шток *5*. Шток и основание датчика имеют кольца для крепления ремня, опоясывающего грудную клетку. При вдохе шток *5* движется влево и своим выступом *6* передвигает нижнюю контактную пластину *2*. Цепь замыкается, фиксируя тем самым момент вдоха.

Резистивный датчик частоты дыхания (рис. 5, *б*) представляет собой резиновую эластичную трубку *1*, наполненную угольным порошком *2*. С торцов трубки вставлены электроды *3* для создания хорошего контакта между отводящими проводниками *4* и угольным порошком *2*. К концам трубки с помощью проволочных скоб *5* крепится опоясывающий грудную клетку ремень. При вдохе резиновая трубка растягивается, ее поперечное сечение уменьшается, что приводит к увеличению сопротивления столба угольного порошка, заключенного в трубке. При изменении сопротивления изменяется ток в цепи. Измерительной схемой эти изменения преобразуются в импульсы тока определенной длительности, частота следования которых равна частоте дыхания.

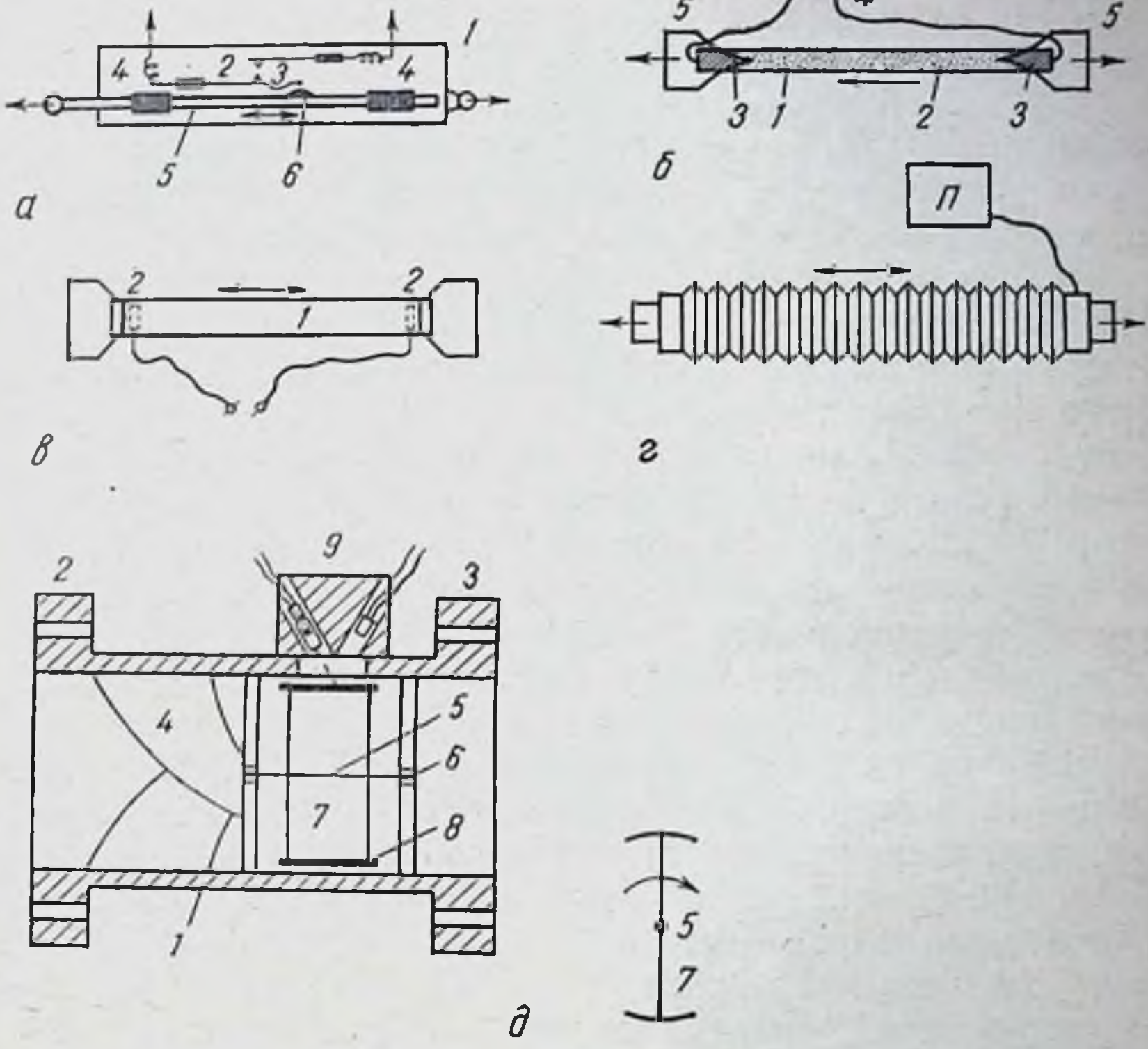


Рис. 5. Схемы датчиков параметров дыхания.

а — контактный датчик; *1* — основание; *2, 3* — контактные пластины; *4* — направляющие втулки; *5* — шток; *6* — выступ штока; *б* — угольный датчик: *1* — резиновая трубка; *2* — угольный порошок; *3* — электроды; *4* — отводящие проводники; *5* — скобы крепления; *в* — датчик из проводящей резины: *1* — проводящая резина; *2* — электроды; *г* — пневматический датчик; *д* — турбинный датчик: *1* — цилиндрический корпус; *2, 3* — фланцы крепления; *4* — направляющие; *5* — ось; *6* — подшипники; *7* — вращающаяся пластинка; *8* — отражательные плоскости; *9* — фотодатчик.

В другом резистивном датчике (рис. 5, *в*) в качестве чувствительного элемента используется специальная токопроводящая резина *1*. Контактами служат электроды *2*. Растяжение резины при вдохе ведет к увеличению сопротивления, которое, как и ранее, преобразуется в импульсы тока.

Пневматический датчик (рис. 5, *г*) частоты дыхания представляет гофрированную резиновую трубку, герметично закрытую с торцов. При растяжении объем трубки увеличивается, и давление воздуха внутри нее падает. Изменение давления улавливается с помощью како-

го-либо преобразователя *П* давление — электрический сигнал, например, с помощью угольного датчика давления.

Датчики частоты дыхания, принцип работы которых основан на фиксации движений грудной клетки, обладают существенным недостатком: они фиксируют любое изменение окружности грудной клетки, как связанное с дыханием, так и просто вследствие движения тела пациента. Поэтому такие датчики чаще применяются при исследовании больного в условиях покоя и необходимого комфорта.

Датчик, фиксирующий изменения температуры потока воздуха в верхних дыхательных путях, свободен от этого недостатка. Конструктивно он представляет собой клипсу, которая надевается на крыло носа. В качестве термочувствительного элемента использован термистор. Сопротивление термистора зависит от температуры обдувающего его потока воздуха. Известно, что разница температур вдыхаемого и выдыхаемого воздуха в нормальных условиях может достигать 4—5°С. Изменение сопротивления приводит к изменению тока через термистор. На выдохе амплитуда тока через термистор возрастает, на вдохе — уменьшается. Каждое изменение тока соответствует одному дыхательному движению. В результате с выхода датчика снимается последовательность импульсов, которая может быть использована для измерения частоты дыхания.

Резистивные, пневматические и термисторные датчики, кроме определения частоты дыхания, позволяют примерно оценить и объем вдыхаемого и выдыхаемого воздуха, так как величина изменения их параметров (сопротивление, объем, температура) связана определенной зависимостью с глубиной дыхания, т. е. с объемом вдыхаемого и выдыхаемого воздуха. Однако эта зависимость подвержена сильным влияниям различных посторонних факторов. Например, данные резистивных и пневматических датчиков об изменении окружности грудной клетки могут не соответствовать объемам вдыхаемого и выдыхаемого воздуха при размещении датчиков, не соответствующем типу дыхания у данного больного (брюшное или грудное). Показания термисторного датчика сильно зависят от температуры и влажности окружающей среды. Это не позволяет получить точную оценку дыхательных объемов с помощью прос-

тых по конструкции резистивных, пневматических и термисторных датчиков.

Более точно определить объем вдыхаемого и выдыхаемого воздуха позволяет турбинный датчик (рис. 5, *д*). Он представляет собой полый цилиндр *1*, изготовленный из органического стекла с фланцами для крепления к дыхательной маске *2* и к трубке подачи газовой смеси *3*. Газовому потоку с помощью направляющих *4* придается вращательное движение. На пути газового потока расположена на оси *5* в подшипниках *6* плоская пластинка *7*. К торцам этой пластинки крепятся отражательные плоскости *8*. Движение газовой струи вызывает вращение пластинки со скоростью, пропорциональной скорости движения этой струи. Число оборотов фиксируется фотодатчиком *9*, установленным на корпусе в плоскости вращения пластинки (принцип работы фотодатчика рассмотрен ниже). На выходе преобразователя мы будем иметь последовательность электрических импульсов, частота следования которых будет пропорциональна количеству прошедшей через датчик газовой смеси. Подобные датчики применяются при достаточно точных физиологических исследованиях.

Контроль эффективности дыхания можно осуществлять путем фотометрического измерения процентного содержания оксигемоглобина в периферической артериальной крови. Метод измерения основан на отличии спектральных характеристик поглощения света восстановленным гемоглобином — Hb и оксигемоглобином — HbO_2. При длине световой волны 620—680 мкм коэффициент поглощения для гемоглобина в несколько раз выше, чем для оксигемоглобина, что может быть использовано для измерения содержания оксигемоглобина. Подробное описание принципа и методики таких измерений имеется в литературе [67]. Датчик для такого измерения конструктивно выполнен в виде клипсы (рис. 6), надевается на мочку уха *4* таким образом, что с одной стороны ее располагается лампочка-осветитель *1* со светофильтром *2* для получения монохроматического света с нужными спектральными качествами (длиной волны), а с другой стороны — фотосопротивление *3*. При изменении светового потока, падающего на фотосопротивление, будет изменяться величина этого сопротивления, а следовательно, и ток, протекающий через него. Изменение светового потока с длиной волны порядка

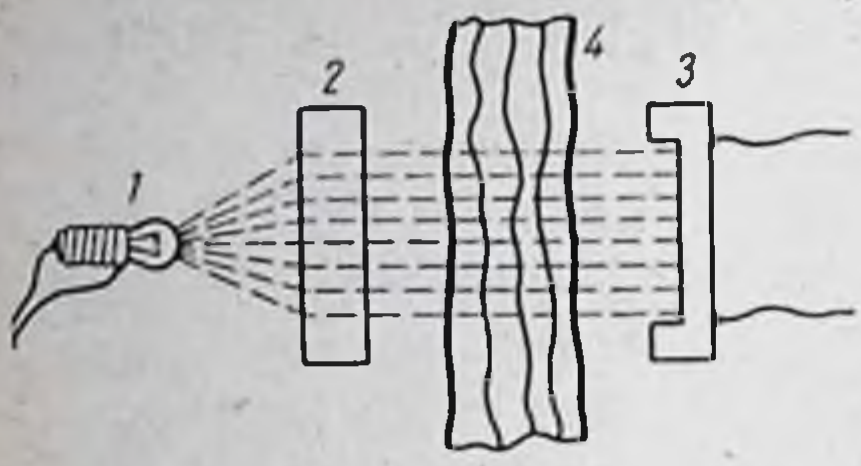


Рис. 6. Датчик для фотометрического измерения содержания оксигемоглобина в периферической артериальной крови.

1 — лампа подсветки; *2* — светофильтр; *3* — фотосопротивление; *4* — исследуемая ткань.

650 ммк может быть вызвано изменением степени поглощения света за счет изменения толщины ткани, вариаций ее кровенаполнения и содержания оксигемоглобина в крови. Вводя в измерительную схему соответствующую компенсацию на толщину ткани и ее кровенаполнение, можно получить в конечном итоге прибор, непосредственно показывающий правильное содержание оксигемоглобина в крови.

2—5. Датчики параметров сердечно-сосудистой системы

Для оценки деятельности сердечно-сосудистой системы используются такие характеристики, как пульс, систолическое и диастолическое давление, тоны и шумы сердца, импеданс тканей, различные показатели циркуляции крови и др.

Для регистрации частоты периферического пульса получили распространение пьезоэлектрические преобразователи, использующие пьезоэлектрический эффект. Пьезоэлектрический эффект состоит в возникновении электрических зарядов разных знаков на противоположных поверхностях некоторых кристаллических тел (пьезоэлектриков) при их механических деформациях (растяжении, сжатии, изгибе и т. д.).

Пьезоэлектрическими свойствами обладают природные материалы (кварц и турмалин) и синтетические вещества (сегнетова соль, дигидрофосфат калия, титанат бария, цирконат-титанат свинца и др.). Количественно пьезоэффект оценивается пьезомодулем d, устанавливающим пропорциональную зависимость между величиной возникающего заряда Q и приложенной силой P : $Q = dP$. Кроме того, пьезоэлектрики характеризуются механической прочностью, зависимостью пьезомодуля от температуры и влажности среды. Как правило,

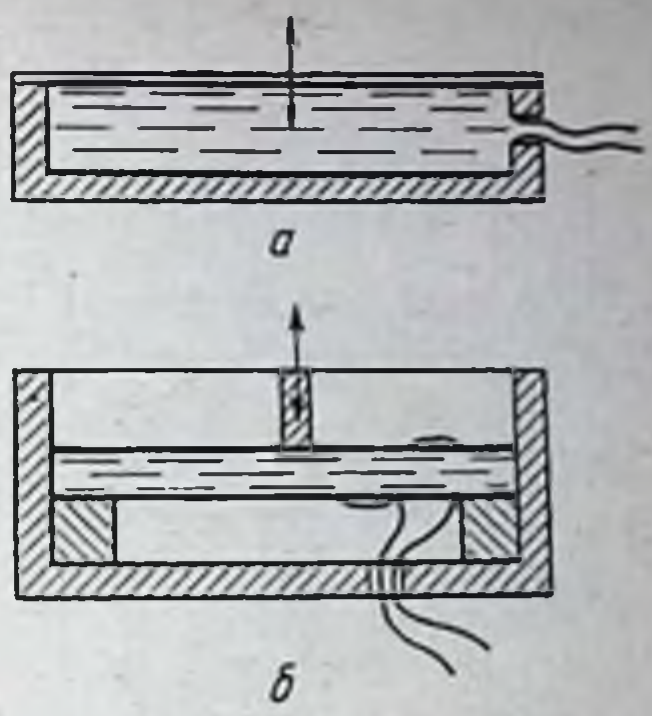


Рис. 7. Схемы пьезоэлектрических датчиков артериального пульса.

а — пьезоэлемент, работающий на сжатие; *б* — пьезоэлемент, работающий на изгиб.

искусственные пьезоэлектрики имеют пьезомодуль, во много раз превышающий пьезомодуль кварца, но обладают гораздо меньшей механической прочностью, большей зависимостью параметров от температуры и влажности среды.

Датчики, работающие на основе пьезоэлектрического эффекта, относятся к числу активных (генераторных) биоуправляемых датчиков. Конструктивно они обычно выполняются в виде таблеток диаметром 10—15 мм и высотой 3—5 мм. Внутри этого корпуса расположен пьезоэлемент, работающий на сжатие (рис. 7, *а*) или на изгиб (рис. 7, *б*). Датчики такой конструкции, приложенные к стенке артерии, дают на выходе импульсный сигнал, причем частота следования импульсов совпадает с частотой пульса.

Для измерения частоты пульса применяются также фотодатчики, относящиеся к числу энергетических датчиков. Принцип работы такого датчика основан на использовании эффекта изменения степени поглощения светового потока, проходящего через ткань, в зависимости от кровенаполнения ткани. Датчик может работать в проходящем или в рассеянном свете.

Чувствительным элементом таких датчиков чаще всего является фотосопротивление. Возможно использование фотоэлементов, фототранзисторов, вентильных фотоэлементов и т. д. Величина светового потока, падающего на светочувствительный элемент, определяет значение тока, проходящего через фотодатчик. Поэтому изменение этого значения соответствует изменению количества поглощенного света. Последнее зависит от типа ткани, ее толщины и кровенаполнения. В процессе исследова-

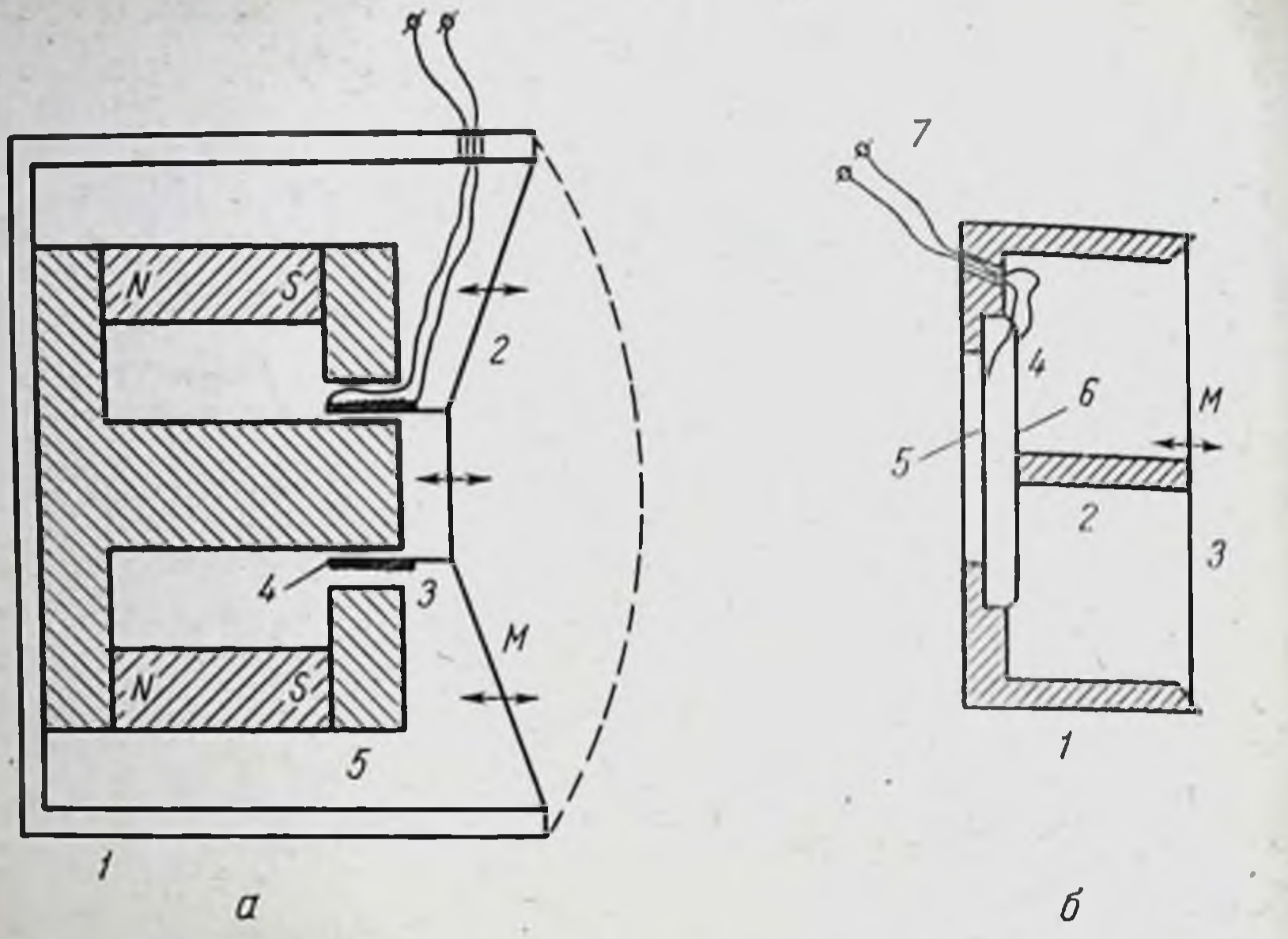


Рис. 8. Микрофонные датчики.

а — динамический микрофон: *1* — корпус; *2* — эластичная мембрана; *3* — цилиндрический каркас катушки; *4* — катушка; *5* — кольцевой магнитный сердечник; *б* — пьезоэлектрический микрофон: 1 — корпус; *2* — стойка; *3* — мембрана; *4* — пьезоэлемент; *5, 6* — посеребренные плоскости пьезоэлемента; *7* — отводящие проводники.

ния тип и толщина ткани остаются постоянными; поэтому выходной сигнал фотодатчика характеризует кровенаполнение исследуемой части тела; поскольку кровенаполнение изменяется в такт с сокращениями сердца, тем самым становится возможным и измерение частоты пульса. Фотодатчики пульса обычно крепятся на мочке уха или на ногтевой фаланге пальца руки.

Для исследования тонов и шумов сердца и записи фонокардиограмм применяются электродинамические и пьезоэлектродинамические микрофоны. Микрофоны относятся к числу активных (генераторных) биоуправляемых датчиков. Принцип работы динамического микрофона состоит в следующем. Акустические колебания воздействуют на эластичную мембрану *2* (рис. 8, *а*), которая по своей окружности крепится к корпусу микрофона *1*. На жестком основании — цилиндре *3*, закрепленном в центре мембраны, располагаются витки провода катушки *4*. Под действием звуковых волн катушка *4* движется в сильном магнитном поле, образованном кольцевым магнитным сердечником *5*. В результате

такого движения в катушке индуктируется э. д. с. звуковой частоты.

Электродинамические микрофоны различаются по чувствительности, частотному и динамическому диапазону. Акустические явления, сопровождающие работу сердца, как известно, являются колебаниями низкочастотными. Поэтому для получения удовлетворительного воспроизведения таких частот применяются динамические микрофоны специальной конструкции. Они отличаются особо эластичной подвеской мембраны, большой массой постоянного магнита и корпуса, в связи с чем микрофон получается очень громоздким. Вследствие этого применение электродинамических микрофонов для указанных целей связано с рядом методологических трудностей.

Электродинамические микрофоны постепенно вытесняются пьезоэлектрическими, которые по сути дела имеют такую же конструкцию, как и пьезоэлектрические датчики пульса. Разница заключается лишь в их размерах и чувствительности. В конструкции пьезоэлектрического микрофона (рис. 8, *б*) с открытой стороны цилиндрического корпуса *1* крепится упругая металлическая мембрана *3*. Колебания мембраны передаются через недеформирующуюся стойку *2* к пьезоэлементу *4*. К посеребренным плоскостям *5* и *6* пьезоэлемента припаиваются отводные проводники *7*. Такой микрофон имеет диаметр 25—30 мм, высоту 10—15 мм, и масса его составляет всего несколько граммов. Параметры его в диапазоне низких частот не хуже параметров лучших образцов динамических микрофонов.

При регистрации фонокардиограммы в условиях свободного поведения, физической нагрузки и т. д. применение микрофонов описанных выше конструкций затруднено из-за высокого уровня помех. Разработаны специальные датчики, отличающиеся высокой направленностью. Перемещения и вибрации тела, действующие в плоскости, перпендикулярной относительно направления действия полезного фонокардиографического сигнала, подавляются такими датчиками в 50—100 раз.

Для регистрации механических колебаний грудной клетки, связанных с сокращениями сердца,— сейсмокардиограммы — применяются датчики электромагнитного типа. Внутри неподвижно закрепленных катушек на спиральной пружине укреплена сейсмическая масса —

постоянный магнит. Колебания магнита индуцируют в катушках электрический ток. Таким образом, сотрясения грудной клетки, сопровождающие сокращения сердца, преобразуются в электрический сигнал. Размещается такой датчик в области верхушечного толчка.

Для обнаружения пульса и тонов сердца разрабатывают датчики на основе подогревных термисторов и микропроводов. Движение воздуха при экскурсиях грудной клетки за счет сокращения сердца воспринимается с помощью датчиков таких типов.

С помощью таких датчиков были проведены записи пульса с наружной сонной артерии, а также тонов сердца и верхушечного толчка. Проведено сравнение разрабатываемых датчиков с двумя типами стандартных устройств съема. Предварительные испытания показали, что такие компактные датчики с низким импедансом обладают механической прочностью и высокой помехоустойчивостью [135].

Измерения артериального давления могут производиться двумя принципиально различными методами: либо косвенно, например, по методике Рива-Роччи — Короткова, либо непосредственно — катетеризацией артерии и полости сердца. В первом случае для автоматизации измерения артериального давления и повышения точности результатов регистрация шумов Короткова при постепенной декомпрессии пережатой артерии производится с помощью микрофонов описанных выше типов с последующей логической обработкой поступающих электрических сигналов. При этом сама методика проведения автоматического процесса измерения давления в принципе здесь не отличается от обычной широко распространенной методики. Интересной модификацией рассмотренного способа измерения кровяного давления в периферических артериях является измерение давления на пальце руки с применением фотодатчика кровенаполнения. Манжета для пережима сосудов пальца располагается в области проксимальной фаланги пальца, а фотодатчик на ногтевой фаланге. При отсутствии давления в сдавливающей манжете автоматически регистрируется амплитуда пульсового сигнала, снимаемого с фотодатчика, и величина его запоминается. В процессе измерения с помощью электрического насоса давление в манжете повышается до какой-то величины P_m (рис. 9) (момент времени t_1), заведомо большей, чем

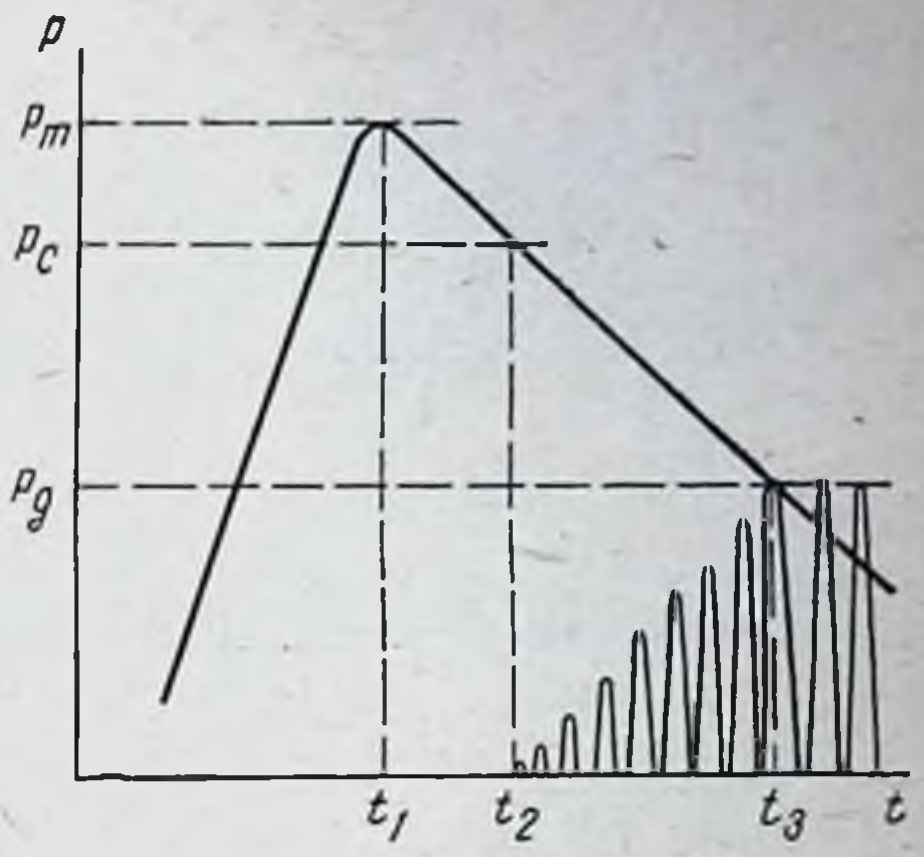


Рис. 9. Принцип измерения кровяного давления с помощью фотодатчика.

систолическое давление крови. Затем давление в манжете начинает линейно уменьшаться. Величина давления в манжете, при которой появляется первый импульс с фотодатчика (момент времени t_2), соответствует систолическому давлению P_c. По мере дальнейшего снижения давления в манжете амплитуда импульсов с фотодатчика растет и в момент времени t_3 достигает своего первоначального значения. Величина давления в манжете в момент t_3 характеризует диастолическое давление $P_д$.

В настоящее время существует еще ряд методов непрямого измерения артериального давления крови для систем постоянного наблюдения. Эти методы основаны на применении индуктивных и емкостных датчиков особой конструкции, предназначенных для измерения абсолютного давления. Конструкция индуктивного датчика приведена на рис. 10, *а*. Корпусом датчика является кольцо *1*, внутри которого в эластичной основе *3* расположена катушка индуктивности *5*. Одна плоскость кольца имеет отверстие *4*, в котором помещается сердечник *2*. Если такой датчик прижать к стенке полости (например, кровеносного сосуда или глаза) так, чтобы стенка полости, соприкасающаяся с датчиком, стала плоской, и сердечник всей плоскостью прилегал к этой стенке, то единственной силой, воспринимаемой датчиком, в этом случае будет абсолютная величина давления внутри полости, независимо от жесткости стенки и тургора тканей.

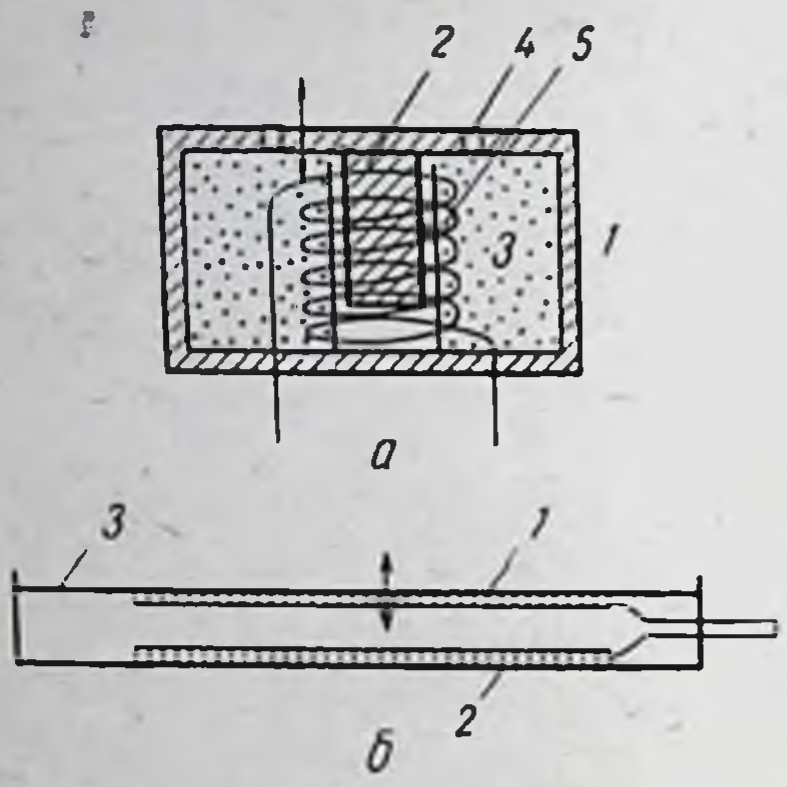


Рис. 10. Схемы индуктивного и емкостного датчика для регистрации давления.

а — индуктивный датчик: *1* — корпус; *2* — сердечник; *3* — эластичная основа; *4* — отверстие; *5* — катушка индуктивности; *б* — емкостной датчик: *1* — подвижная пластина; *2* — неподвижная пластина; *3* — корпус датчика.

В основу работы емкостного преобразователя положено изменение его емкости при воздействии на него измеряемой величины давления. Емкость плоского конденсатора, как известно, определяется соотношением $C = \frac{\varepsilon S}{4\pi d}$, где S — действующая площадь обкладок конденсатора, d — толщина диэлектрика, ε — относительная диэлектрическая проницаемость диэлектрика. Для измерения давления чаще пользуются изменением емкости C при изменении расстояния d между пластинами конденсатора (позиции *1* и *2* на рис. 10, *б*).

Подобные датчики измерения артериального давления не вышли пока за пределы экспериментальных лабораторий, но в будущем, по-видимому, они получат широкое распространение.

Для прямого измерения внутрисосудистого давления крови и давления в полостях сердца в качестве преобразователей используют электрические тензодатчики (тензосопротивления или тензорезисторы).

В основе работы тензорезисторов лежит свойство материалов изменять свое электрическое сопротивление вследствие их механической деформации. Широкому применению тензорезисторов способствуют их малые размеры и масса, благодаря чему возможно создание миниатюрных датчиков на конце тонкого катетера для внутрисосудистого и внутрисердечного введения. Различают проволочные, фольговые и полупроводниковые тензорезисторы. Конструктивно проволочные тензорезисторы представляют собой спираль из нескольких петель константановой проволоки, диаметром менее 20—30 мкм,

наклеенных на тонкую пленочную основу. Деформация такой основы ведет к изменению длины и поперечного сечения наклеенной проволоки, что вызывает и изменение сопротивления тензорезистора. Параметры тензодатчика выбирают таким образом, чтобы в заданном диапазоне сопротивление такого датчика изменялось прямо пропорционально изменению давления окружающей среды.

В отличие от проволочных фольговые тензорезисторы имеют чувствительный элемент в виде тонких полосок фольги прямоугольного сечения, которые также наносятся на пленочную основу. Принцип работы таких датчиков аналогичен проволочным. Преимущество фольговых тензорезисторов заключается в возможности изготовления тензочувствительных элементов любого рисунка и формы. Тензочувствительность фольговых тензорезисторов примерно соответствует проволочным.

Полупроводниковые тензорезисторы отличаются от проволочных и фольговых значительно более высокой чувствительностью (в 50—60 раз). Изменение сопротивления такого тензопреобразователя при деформации доходит до 50% их номинальной величины. Для тензорезисторов чаще применяют кремниевые и германиевые полупроводники, так как они обладают высокой тензочувствительностью, химически инертны, обладают достаточной температурной стабильностью и позволяют изготовить датчики любой формы.

Конструктивно датчик для измерения внутрисосудистого давления представляет собой тонкий эластичный катетер диаметром 2—4 мм, на конце которого укреплен тензочувствительный элемент — тензорезистор: Отводящие проводники проходят внутри катетера.

Описан датчик для прямого измерения давления, использующий электрооптический метод [178]. Датчик имеет форму катетера с чувствительной мембраной на конце. Внутри катетера расположен световод, по которому подается свет от источника. Подвижная мембрана; установленная на конце катетера, отражает свет на другой световод, ведущий к фотодетектору. При изменении давления, приложенного к мембране, величина отраженного светового потока меняется, что и фиксируется с помощью фотодетектора. Теоретические исследования соотношения между геометрией измерительного конца датчика, числом волокон световода и их распределением.

константами материала, конструкцией и толщиной мембраны и параметрами сигнала показали, что оптимальным является случайное распределение волокон световодов на измерительном конце датчика. Это обеспечивало также возможности его миниатюризации (внешний диаметр 1,5 мм с учетом экранирующей оболочки). Для устранения влияния атмосферного давления и изменений температуры на смещение мембраны между измерительной камерой датчика и катетером был введен небольшой капилляр. В качестве источника света использовалась микроминиатюрная газоразрядная лампа. Детектором сигнала являлся высокочастотный кремниевый планарный фототранзистор. Измерительная мембрана изготавливалась из бериллиевой меди толщиной 6 мкм и крепилась к световоду с помощью эпоксидной смолы. Клинические испытания датчика показали отсутствие тромбообразования на конце катетера.

В настоящее время проводятся работы по дальнейшей миниатюризации датчика (до диаметра 0,85 мм). Выпускаемые малой серией датчики имеют следующие технические характеристики: длина гибкой части катетера — 60 см; диаметр гибкой части катетера — 1,5 мм, длина измерительного кончика — 10 мм; диаметр измерительного кончика, включая защитный колпачок над мембраной,— 1,25 мм; масса датчика — 15 г; диапазон измеряемых давлений с мембраной толщиной 6 мкм — от —50 до +200 мм рт. ст.; линейность — 2,5% от полной шкалы; дрейф нулевой линии — 2,5 мм рт. ст./ч, шумы — 0,5% полной шкалы; частотный диапазон — 0—15 кГц.

Принимая во внимание, что проблема измерения внутричерепного давления в эксперименте и клинике с точки зрения принципиальных и методических основ практически (за исключением некоторых особенностей), аналогична измерению давления крови, целесообразно на ней остановиться в этом разделе. Учитывая, что речь идет об имплантации устройств съема информации в полость черепа, считаем не лишним привести основные требования, предъявляемые к датчикам для регистрации внутричерепного давления, в особенности в течение длительного времени: чувствительность к изменениям давления порядка 1 мм рт. ст.; минимум неудобств для больного; профилактика инфекции; отсутствие реакции на изменение температуры; минимальные размеры;

инертность материала датчика по отношению к окружающим тканям.

Для измерения внутричерепного давления может использоваться модифицированный миниатюрный, выпускаемый промышленностью датчик давления (фирма Ferranti). Он состоит из тонкой кремнийорганической диафрагмы в металлическом кольце с одинаковыми коэффициентами теплового расширения, укрепленными на цилиндре из нержавеющей стали или титана. Резистивные элементы, нанесенные с помощью диффузии на обратную поверхность диафрагмы, соединены по мостовой схеме, выводы которой с помощью тонкой золотой проволоки подключены к четырем соединительным проводам из нержавеющей стали длиной 30 см. Корпус датчика и диафрагма образуют закрытый цилиндр диаметром 0,63 см и высотой 0,29 см. Датчик способен измерять как абсолютное, так и дифференциальное давление.

Для исследования кровенаполнения сосудов и оценки их тонуса применяется метод плетизмографии — регистрации изменений объема органа или части тела.

Способы оценки изменений объема связаны с прямой регистрацией изменений объема (механическая плетизмография), с регистрацией соответствующих изменений электрического импеданса (электроплетизмография), с измерением вариации поглощения тканями света (фотоплетизмография).

Поскольку электроплетизмография была уже описана ранее, а принципы фотоплетизмографии фактически рассматривались при описании фотодатчиков, остановимся здесь только на рассмотрении механической плетизмографии.

Для механической плетизмографии применяются жидкостные или воздушные преобразовательные датчики, представляющие собой сосуд, заполненный водой или воздухом. В сосуд помещается исследуемая часть тела и в нем герметизируется. Изменение объема исследуемой части тела передается воде или воздуху, соответствующие перемещения которых преобразуются в электрический сигнал с помощью индуктивных, емкостных или резистивных преобразователей, принципиально не отличающихся от описанных выше.

Для оценки величины кровотока получили распространение электромагнитные измерители потока индук-

ционного типа. Описаны различные конструкции таких преобразователей: с двумя катушками без сердечника, с одной катушкой без сердечника, с одной катушкой и сердечником, с двумя катушками и сердечником и др.

В современных датчиках, выпускаемых промышленностью, используют сердечник из пластин кремниевой трансформаторной стали, каждая половина которого имеет обмотку из 720 витков. Между полюсами магнита расположена трубочка из кремнийорганической резины с внутренним диаметром 2,7 мм, на которой размещены электроды. Трубочка имеет прорезь, и в случае экспериментов на мелких животных надевается на аорту. Платиновые электроды перед имплантацией дополнительно платинизируют в растворе хлорплатиновой кислоты для уменьшения импеданса. Размеры датчика 1,4×1,0×1,0 см; масса — 1,7 г. Схема электромагнитного измерителя кровотока должна осуществлять питание катушек импульсами переменного тока (частота 400—500 Гц). Сигнал от приемных электродов датчика усиливается и демодулируется. На выходе прибора аналоговое напряжение пропорционально измеряемому кровотоку.

Во избежание повреждения стенки аорты (у мелких животных) или другого сосуда датчики кровотока жестко не фиксируются. Относительное смещение сосуда и датчика приводит к дополнительной погрешности измерения. Для устранения артефактов иногда повышают частоту питания обмоток датчика до 1050—1100 Гц [136]. При длительных экспериментах на животных в случае жесткой фиксации электромагнитных датчиков кровотока к стенке аорты животные погибали через несколько месяцев от разрыва аорты. По-видимому, сжатие стенки аорты приводило к образованию участка некроза с последующим разрывом стенки [136]. В связи с этим был сконструирован специальный датчик кровотока с гибким наконечником, конец которого заливается кремнийорганической резиной. Датчик оказывал минимальное давление на стенку сосуда и позволял проводить эксперименты продолжительностью более года без разрыва аорты.

Для уменьшения мощности рассеяния, габаритов и повышения чувствительности предложена усовершенствованная конструкция электромагнитного измерителя кровотока «тороидального типа» [136].

Для анализа кровотока применяются также ультразвуковые датчики, которые относятся к числу энергетических. Немодулированный поток энергии создается генератором ультразвуковой частоты. Конструктивно такой датчик представляет собой две пьезоэлектрические пластинки, одна из которых используется в качестве приемника, другая в качестве передатчика. Принцип работы ультразвукового датчика основан на изменении фазы или частоты ультразвуковых колебаний при их распространении в движущейся среде вдоль оси ее движения (эффект Допплера). Эти изменения будут зависеть от качества среды и скорости ее движения. Датчик прикладывается к стенке кровеносного сосуда, в котором измеряется скорость тока крови. Ультразвуковые колебания излучателем передаются току крови. На определенном расстоянии от излучателя у стенки сосуда располагается приемная часть датчика, которая улавливает колебания, распространяющиеся вдоль тока крови. Эти колебания усиливаюся и подаются вместе с первоначальным сигналом передатчика на фазовый детектор, который улавливает изменение фазы ультразвуковых колебаний, пропорциональные скорости кровотока.

Сравнивая электромагнитные и ультразвуковые (допплеровские) измерители кровотока, можно отметить, что преимущества электромагнитного измерителя состоят в том, что он может измерять обратный поток и является нечувствительным к изменениям профиля скорости потока.

На результаты измерения с помощью ультразвуковых датчиков большое влияние оказывает распределение скоростей тока крови в сосудах на протяжении его поперечного сечения, в котором производится измерение. Однако преимуществом ультразвукового допплеровского измерителя кровотока является измерение нулевого потока в отсутствие окклюзии и возможность использования его в телеметрической системе [110].

2—6. Погрешности устройств съема информации

Погрешности устройств съема медико-биологической информации — одно из звеньев в общей цепи ошибок измерений, зависящих от ряда технических и специфических причин. Это обстоятельство затрудняет сопоставление результатов в процессе диагностики и лечения.

Различают погрешности, связанные с: а) изменением физических параметров окружающей среды; б) индивидуальными особенностями организма (антропометрические данные, варианты состава и структуры тканей, различие экзоэндогенных психофизиологических реакций); в) неточным выполнением процесса измерения физических параметров организма (крепление, ориентация и согласование датчика с объектом, обработка кожи и т. д.); г) несовершенством измерительной системы: искажения, вносимые устройством съема, измерительным прибором (погрешности метода измерения), измерительным трактом — погрешности усилителя, регистратора или индикатора, обработки информации и т. д. [8].

В настоящее время не представляется возможным дать точную характеристику отдельных составляющих полной погрешности измерения физиологических параметров.

Рассмотрим более подробно погрешности измерения физиологических параметров, вносимые датчиками. Зависимость выходной величины преобразователя информации от входной измеряемой записывается в общем случае в виде некоторого уравнения (функции) преобразования. Указанное уравнение преобразования в ряде случаев может быть получено теоретически. Однако зачастую оно не является известным (особенно для параметров, оцениваемых опосредованно) и поэтому определяется экспериментально при градуировании прибора.

При оценке качества различных датчиков и их сопоставлении необходимо учитывать их основные свойства, различные источники возникновения погрешностей датчиков [6]:

1) вследствие неточной воспроизводимости функции преобразователя. Характеристики преобразователей данного вида в идеале должны быть полностью идентичны, что диктуется требованием возможной взаимозаменяемости датчиков,

2) вследствие непостоянства функции преобразования во времени. Старение материалов, из которых изготовлены датчики, изменение параметров чувствительных элементов вследствие протекания процессов коррозии, износа подвижных частей и т. д. приводит к косвенному изменению вида уравнения преобразования,

3) группа погрешностей, в совокупности определяю-

щая так называемую основную погрешность датчиков. В зависимости от характера возникновения отдельных составляющих этой основной погрешности различают погрешности производственно-технические, температурные, возникающие вследствие действия вредных сил (трения и т. п.), от неполного совпадения функции преобразования при возрастании и убывании выходной величины (от гистерезиса функции преобразования), от упругого последействия и т. д.

Производственно-технические погрешности вызываются, например, неточностью выдерживания геометрических размеров деталей, разбросом параметров исходных материалов. К такого рода погрешностям относятся также шкаловые погрешности, обусловленные неточностью настройки и регулировки приборов. Температурные погрешности связаны с нестабильностью физических параметров датчиков при изменении температуры окружающей среды. Погрешности от вредных сил обусловлены действием на чувствительный элемент и подвижную систему датчика сил трения, сил небаланса подвижной системы, сил электромагнитного и электростатического притяжения. Погрешности от гистерезиса и упругого последействия вызываются силами внутреннего трения в материале чувствительных и преобразующих элементов,

4) вследствие обратного воздействия датчика на измеряемую величину. Преобразователи могут влиять на характер протекания измеряемых процессов, искажая их и давая в конечном итоге неправильную информацию о тех или иных измеряемых параметрах,

5) динамические погрешности, связанные с инерционностью преобразователя.

Погрешности датчиков могут быть в известной степени учтены, если в измерительном устройстве и методике измерения предусмотрена операция калибровки. Правильная калибровка датчиков и последующих звеньев измерительного тракта — важнейшее условие воспроизводимости и сопоставимости результатов. Процесс калибровки требует выбора оптимальной ее методики и стандартизации, поскольку в принципе возможны самые различные способы ее проведения. Так, например, при калибровке воздушных микрофонов для фонокардиографии могут использоваться следующие варианты: калибровка по поршневому микрофону, по конденсатор-

ному микрофону, по зондовому и по электродинамическому микрофону. Однако эксперименты показывают, что наиболее подходящим для калибровки воздушных микрофонов в диапазоне частот 50—1000 Гц является первый метод.

Многие медицинские и физиологические исследования требуют измерения низкочастотных сигналов малой амплитуды. При этом во многих случаях наблюдается чрезвычайно медленный дрейф входного напряжения, обусловленный движениями тела и изменениями характеристик живой ткани (дрейф нулевой линии). В связи с этим необходимы системы автоматической коррекции сдвигов нулевой линии. Разработаны малогабаритные самобалансирующиеся системы на интегральных схемах с низким потреблением мощности, которые могут автоматически устранять сдвиги нулевой линии у сигналов с диапазоном до 6 В. Время балансировки составляет менее 15 мс. Системы предназначены для работы с различными датчиками и регистраторами (магнитофонами или самописцами) с входным напряжением $\pm 1 - 3$ В.

Описана термобарометрическая система, которая корректирует изменение объема до 0,01 мл для респирометров с замкнутым циклом. Ее использование позволило значительно уменьшить стандартные отклонения измерений [245].

Дальнейшее совершенствование измерительных систем зависит во многом от стандартизации схем, конструкции аппаратов и методов измерений. Вопросам стандартизации медицинских измерительных систем уделяется в настоящее время весьма большое внимание [25, 83]. Мы не останавливаемся на этой проблеме, так как средства и методы ее решения выходят далеко за рамки настоящей главы и требуют не только и не столько глубоких научных исследований, но и широких организационных мероприятий.

ГЛАВА 3. УСТРОЙСТВА ОТОБРАЖЕНИЯ И РЕГИСТРАЦИИ МЕДИЦИНСКОЙ ИНФОРМАЦИИ[1]

3—1. Классификация. Основные требования

Устройства отображения и регистрации медицинской информации позволяют получать информацию, характеризующую состояние контролируемого объекта. При этом устройства отображения осуществляют временное представление информации, уничтожаемой при появлении новой. Устройства регистрации в отличие от них проводят запись информации на каком-либо стандартном носителе и позволяют длительное время хранить информацию и многократно обращаться к ней для последующей обработки и более глубокого анализа. Выходная информация может быть представлена в аналоговой (непрерывной) или дискретной форме. В соответствии с этим устройства отображения и регистрации медицинской информации можно разделить на три большие группы: аналоговые, дискретные и комбинированные (рис. 11). Последние позволяют представлять информацию как в дискретном, так и в аналоговом виде.

I. Аналоговые регистрирующие и отображающие устройства обычно применяются для представления информации об изменении одного или нескольких параметров, которые желательно контролировать непрерывно (например, в случае получения ЭКГ), когда необходим график изменения контролируемой величины во времени или зависимость изменения одного параметра от другого. Результаты аналоговой регистрации часто используются в качестве отчетной или контрольной документации и служат для последующего более глубокого изучения измеряемого объекта. В зависимости от формы выдачи информации, принципа построения и

[1] Глава написана совместно с инженером А. М. Чернышом.

конструкции, аналоговые устройства отображения и регистрации можно разделить на показывающие (стрелочные) приборы, самопишущие приборы и светолучевые регистрирующие устройства.

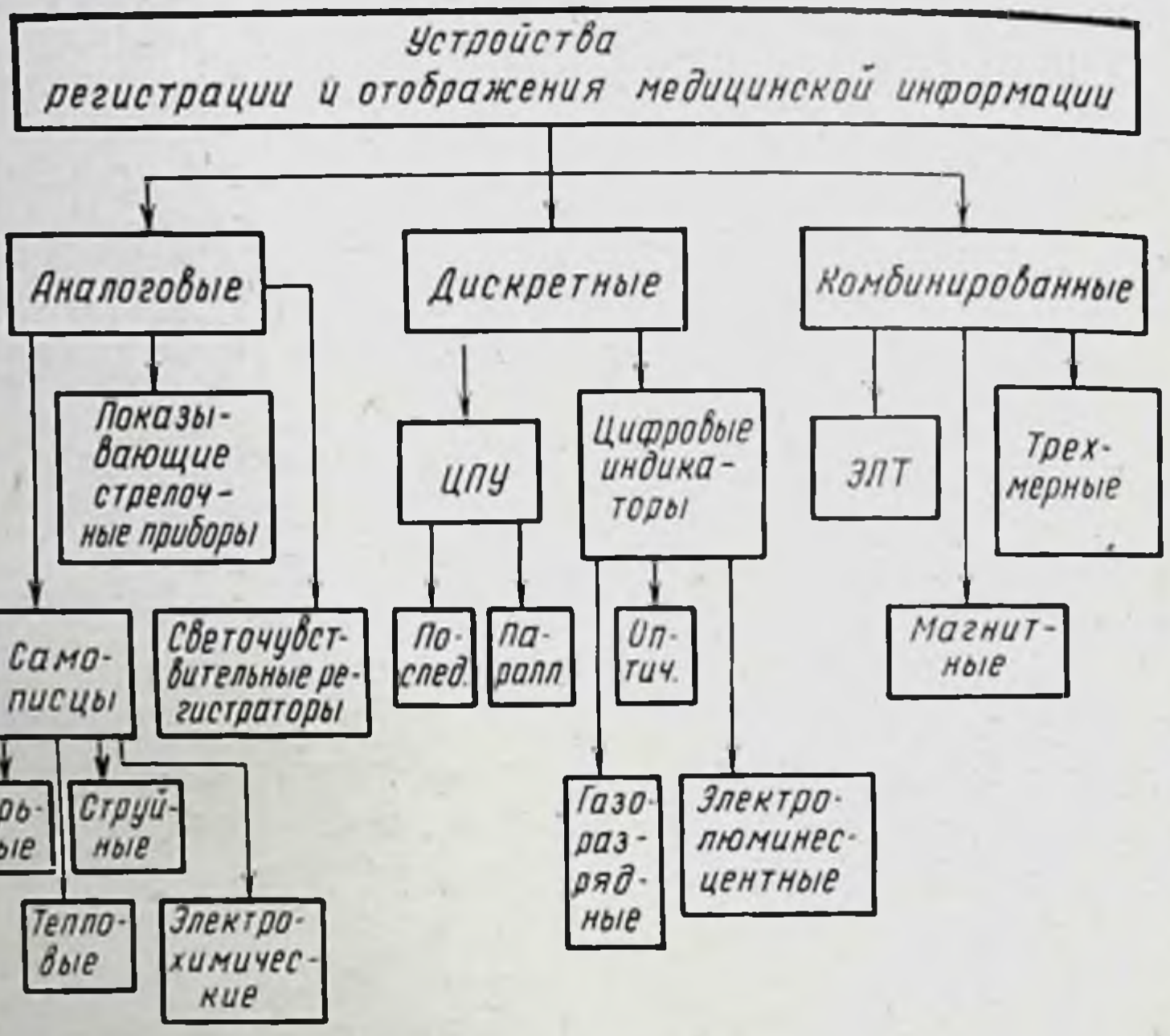


Рис. 11. Классификация устройств регистрации и отображения медицинской информации.

Самопишущие приборы или просто, как их называют, самописцы в зависимости от способа осуществления записи подразделяются на перьевые, самописцы со струйной записью, с тепловой записью, с электрохимической записью и т. д.

Светолучевые регистрирующие устройства (осциллографы) разделяются на осциллографы, требующие последующей обработки, и устройства, не требующие последующей обработки носителя информации.

II. Дискретные устройства отображения и регистрации могут фиксировать информацию об одном контролируемом параметре или о большом количестве переменных в дискретные моменты времени. Если частота фиксации данных достаточно высока, при некоторых условиях такие дискретные данные несут полную ин-

формацию о свойствах изучаемых непрерывных процессов. Из дискретных устройств отображения и регистрации наибольшее распространение в настоящее время имеют:

1) Цифровые или алфавитно-цифровые печатающие устройства (ЦПУ или АЦПУ), которые в зависимости от конструкции подразделяются на печатающие устройства параллельного или последовательного действия;

2) Устройства цифровой или знаковой индикации, строящиеся на базе использования оптических индикаторов, газоразрядных ламп, электролюминесцентных знаковых индикаторов и т. д.;

3) Сигнализирующие устройства, с помощью которых нельзя получить информацию о точном количественном значении измеряемого параметра, но можно зафиксировать факт выхода (или невыхода) данного параметра за некоторые установленные пределы.

Кроме того, существуют многочисленные устройства дискретной регистрации цифровых данных на перфоленты, перфокарты и т. д., с помощью которых измеренные значения могут быть подготовлены для ввода в электронную цифровую вычислительную машину (ЭЦВМ).

III. Комбинированные устройства позволяют отображать и регистрировать информацию как в дискретном, так и в аналоговом виде. К этим устройствам можно отнести:

1. Электронно-лучевые трубки — один из наиболее широко употребительных приборов представления медицинской информации. С помощью электронно-лучевых трубок получают как графическое непрерывное отображение информации о медико-биологических процессах в виде некоторых кривых, так и дискретную информацию, если электронно-лучевые трубки используются в устройствах алфавитно-цифровой индикации. С помощью электронно-лучевых трубок возможен также телевизионный контроль за объектом.

2. Магнитные устройства регистрации информации, которые могут использоваться автономно для регистрации исходной аналоговой медицинской информации или для регистрации цифровой информации в случае использования ЭЦВМ. Носителем информации в магнитных регистрирующих устройствах могут быть магнитные ленты, барабаны, диски или ферритовые элементы.

3. Устройства, называемые трехмерными индикаторами, с помощью которых возможно объемное непрерывное (в виде кривых) или дискретное (в виде точек) представление измеряемой информации. Использование объемного изображения представляется весьма перспективным при создании различных измерительных устройств медицинской техники.

Регистрирующие и отображающие устройства, используемые в качестве выходных устройств измерительных информационных систем, во многом определяют характеристики этих систем в целом. Остановимся на важнейших общих требованиях, предъявляемых к устройствам отображения и регистрации медицинской информации.

1. Минимальная погрешность. Величина ее существенно зависит от способа отображения или регистрации и конструкции соответствующего устройства.

2. Минимальная потребляемая мощность.

3. Высокая чувствительность. Последняя определяется величиной энергии, затрачиваемой для получения на единицу площади носителя следа определенной интенсивности или контрастности.

4. Максимальный частотный диапазон для сохранения в процессе отображения или регистрации полного частотного спектра исследуемого параметра.

5. Быстродействие, определяющее скорость вывода информации из измерительной системы. Это качество в настоящее время является одним из основных факторов, ограничивающих быстродействие системы в целом. Для повышения быстродействия регистрации перспективны электрофотографические и магнитографические регистрирующие устройства, которые, по-видимому, найдут самое широкое применение в измерительных системах медицинской информации.

6. Максимальная емкость регистрирующего устройства. Емкость регистратора определяет количество информации, которое может быть записано, лимитируя количество параметров, которое может регистрироваться на носителе, и время непрерывной работы устройства без замены носителя.

7. Сохраняемость информации после регистрации. Записанная информация должна длительное время сохраняться без дополнительной затраты энергии, т. е. при выключенном питании. Сохранение информации дает

возможность в последующем более глубоко и внимательно изучить протекающий в объекте процесс или же на последующих этапах использовать ЭЦВМ.

8. Удобство считывания и расшифровки информации. Выходные данные должны быть представлены в четкой и наглядной форме с обозначением масштаба и единиц измерения.

9. Простота эксплуатации и надежность. Устройства отображения и регистрации в целом должны иметь длительный срок службы, который во многом определяет срок службы всей измерительной системы, и быть надежными в работе.

10. Минимальные габариты и масса.

11. Универсальность. Регистрирующие и отображающие устройства должны обеспечивать возможность работы в рамках различных систем измерения и в различных режимах. Эти условия легче удовлетворяются при агрегатноблочном принципе построения измерительных систем.

3—2. Аналоговые устройства отображения и регистрации медицинской информации

Рассмотрим более подробно перечисленные ранее важнейшие виды аналоговых устройств отображения и регистрации информации.

1. **Показывающие (стрелочные) приборы.** В устройствах отображения медицинской информации они могут применяться в совокупности с другими видами регистраторов (например, в самописцах) или самостоятельно. При автономном использовании стрелочные приборы служат индикаторами выходного параметра в единицах измеряемой величины. Как правило, в медицинской аппаратуре применяются промышленные образцы стрелочных приборов электромагнитной или магнитоэлектрических систем. Для использования этих приборов в специальных целях они градуируются в величинах выходного параметра. Наибольшее распространение стрелочные приборы в медицинской технике получили в системах наблюдения за состоянием пациента в качестве индикаторов основных параметров, в специализированных приборах (например, для измерения температуры, частоты пульса и других параметров), лабораторном оборудовании и др. Такие приборы отградуированы в градусах Цельсия, в количестве сердечных сокращений в минуту и т. д. и

позволяют сразу отсчитывать измеряемый параметр. Как правило, стрелочные приборы устанавливаются на прикроватные блоки или же на общие выносные пульты, находящиеся в отдельном помещении.

Устройство стрелочных приборов многократно описано в литературе, в том числе медицинской. Поэтому мы не рассматриваем этот вопрос более подробно [52].

2. Самопишущие приборы. Они построены по принципу преобразования электрической энергии сигнала в механическую и поэтому их часто называют механическими регистрирующими приборами. Наибольшее распространение получили чернильноперьевые самописцы. Основным преимуществом чернильного метода является простая возможность получения готовой кривой непосредственно в ходе эксперимента с минимальной задержкой, связанной только с инерционностью пишущего прибора. Большой запас ленты и ее малая стоимость позволяют вести длительную непрерывную запись. Конструкции чернильных самописцев надежны, просты в управлении и дешевы в эксплуатации.

В чернильноперьевой записи используется вибратор, на котором установлено перо, а в качестве носителя информации бумага в виде ленты, которая протягивается перпендикулярно направлению движения пера и тем самым позволяет развернуть измеряемую информацию во времени, т. е. получить двухкоординатный график.

Важнейшим элементом чернильного самописца является вибратор. В отечественных и зарубежных самопишущих устройствах применяются различные конструкции вибраторов, но все они построены по принципу электромагнитных или магнитоэлектрических приборов. Другие системы, например, пьезоэлектрические и электродинамические, не получили широкого распространения в силу ряда недостатков, главным из которых является ярко выраженная нелинейность.

Основные характеристики вибраторов обоих типов определяются моментом подвижной системы вибраторов, массой, длиной и трением пера, свойствами носителя информации и другими факторами.

Работа электромагнитного вибратора (рис. 12, *а*) основана на взаимодействии поля постоянного магнита *1* с магнитным полем, создаваемым управляющим током, который протекает по неподвижным катушкам *2*. Величина тока в катушках, подключаемых к усилителю регистри-

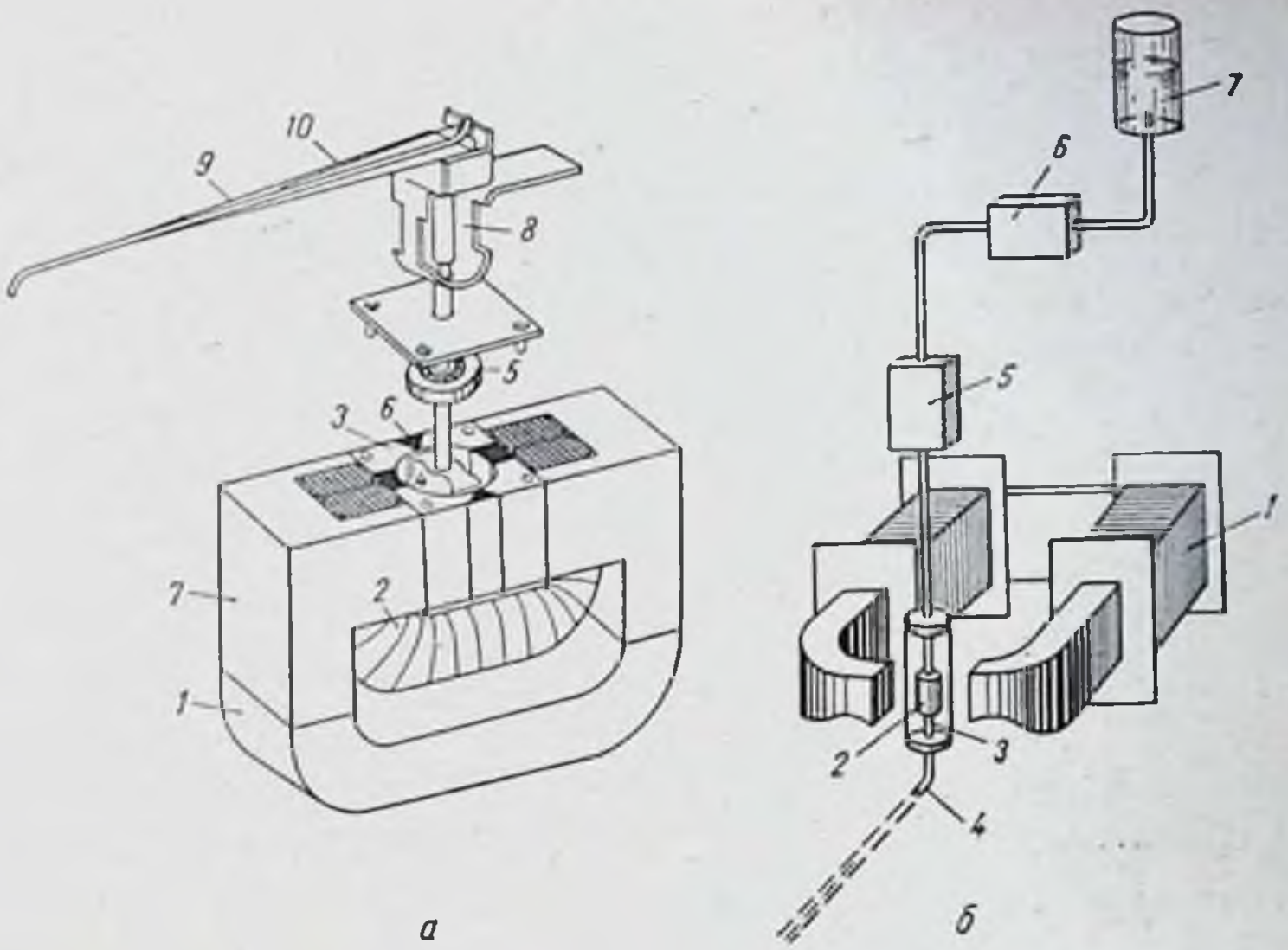


Рис. 12. Схемы электромагнитного вибратора (*а*), струйного самописца (*б*), рамочного (*в*) и шлейфного (*г*) магнитоэлектрических гальванометров.

а — электромагнитный вибратор: *1* — постоянный магнит; *2* — неподвижные катушки; *3* — обойма; *4* — якорь из пластинок магнитомягкого материала; *5* — подшипник; *6* — магнитоизоляционные перегородки; *7* — магнитопровод; *8* — пружина; *9—10* — капиллярное перо; *б* — струйный самопишущий гальванометр: *1* — электромагнит; *2* — постоянный магнит цилиндрической формы; *3* — стеклянный капилляр; *4* — сопло капилляра; *5* — фильтр; *6* — колба; *7* — чернильница; *в* — рамочный гальванометр: *1* — подвижная рамка; *2* — растяжки; *3* — постоянный магнит; *4* — зеркальце; *г* — шлейфный гальванометр: *1* — постоянный магнит; *2* — металлическая нить в виде петли; *3* — спиральная пружина; *4* — зеркальце.

руемого сигнала, пропорциональна величине напряжения на выходе усилителя. Катушки охватывают обойму 3. Внутри обоймы находится якорь *4*, набранный из пластинок магнитомягкого материала, который может вращаться на осевом стержне в подшипнике *5*. Обойма *3* разделена магнитоизоляционными перегородками *6* на четыре части. Магнитные силовые линии, обусловленные наличием постоянного магнита *1*, идут по магнитопроводу *7* и далее через обойму в продольном направлении. Магнитный поток, возникающий при прохождении управляющего тока в катушке, пересекает обойму в поперечном направлении. В результате взаимодействия двух магнитных потоков, встречающихся в якоре, в последнем возникает механический вращающий момент. При изменении полярности подаваемого на катушки сигнала в них меняется направление тока, что ведет к изменению направления действия вращающего момента на обратное. Противодействующий момент, вращающий якорь с пером в исходное состояние, создает пружина *8*, верхний конец которой скреплен с осью якоря, а также с капиллярным пером *9—10*. При колебаниях якоря, в соответствии с изменениями тока в катушке, перо, прижатое к движущейся бумаге, записывает кривую исследуемого процесса.

Вибраторы электромагнитной системы позволяют регистрировать процессы в диапазоне частот от 0 до 150 Гц. Такое ограничение частотного диапазона связано со значительными моментами инерции перьевых устройств. Существенным недостатком рассмотренных вибраторов является также заметная нелинейность амплитудных характеристик, которая при размахе пера свыше 20 мм может превысить предел допустимых искажений. Кроме того, все перьевые регистраторы ведут регистрацию с радиальными искажениями. Эти искажения вызваны тем, что при перьевой записи перо вычерчивает кривую не в прямоугольных координатах, а двигается по радиусу, величина которого равна длине пера. Радиальные искажения получаются тем значительнее, чем короче перо и чем больше амплитуда его колебаний.

Существует несколько вариантов конструкций перьев и систем питания чернилами. Основной частью пера является изогнутая капиллярная трубка из нержавеющего материала с внутренним диаметром 0,2—0,3 мм. Перо встроено в легкий металлический держатель, который

крепится на зажимах вибратора. На один конец пера надевается тонкая эластичная трубка, по которой подаются специальные чернила из чернильницы. Питание перьев, как правило, происходит из индивидуальных чернильниц, снабженных крышками. Длина пера равняется расстоянию от оси вращения якоря до пишущего кончика. При заданном угле поворота якоря этим расстоянием определяется размах записи (двойная амплитуда) на диаграммной ленте.

В большинстве регистрирующих устройств размах записи обычно не превышает 30—40 мм при длине пера 100—120 мм. Такая амплитуда вполне достаточна для записи ЭЭГ, ЭКГ и ряда других процессов.

Носителем записи для перьевых самописцев является обычная писчая бумага достаточно высокого качества в виде длинной и широкой ленты. Ширина бумажной ленты устанавливается в зависимости от ширины записи каждого канала и их числа. Лента свертывается в рулон или складывается в виде гармошки. Специально изготовленная бумажная лента часто несет сетку отметок времени в виде слабо окрашенных полос, которые при желании могут не воспроизводиться при фотографировании кривых. Бумажная лента с помощью лентопротяжного механизма протягивается в направлении, перпендикулярном повороту пера. Скорость протяжки может изменяться, в пределах 0,75—12 см/с. Поскольку скорость протяжки и ее равномерность выдержаны с высокой степенью точности, во многих конструкциях чернильных самописцев специальной отметки времени не делается.

Большим преимуществом всех перьевых самописцев является возможность многоканальной записи. В частности, отечественной промышленностью выпускаются перьевые самописцы с числом каналов от 1 до 20 и более. Это позволяет успешно применять данный вид регистраторов для одновременной записи многих отведений электроэнцефалограмм и электрокардиограмм. Именно в этих видах измерений чернильные самописцы нашли наиболее широкое применение.

Перьевая запись позволяет неискаженно зарегистрировать лишь весьма низкочастотные процессы. Запись более высокочастотных процессов можно успешно осуществлять с помощью струйных регистраторов. На рис. 12, *б*, схематически показано устройство струйного самопишущего гальванометра.

В магнитном поле электромагнита *1* между его полюсами помещен постоянный магнит цилиндрической формы *2*, имеющий отверстие вдоль оси, через которое проходит стеклянный капилляр *3*, скрепленный с магнитом *2*. Капилляр *3*, имеющий диаметр 0,1 мм, на конце изогнут под углом 90° и оканчивается соплом *4* с внутренним диаметром 0,1 мм. Если через катушку электромагнита *1* пропустить ток, то созданное им поле при взаимодействии с полем постоянного магнита *2* заставит повернуться последний на угол, пропорциональный величине тока. Чернила из чернильницы *7* попадают в колбу *6* и под давлением в 15 атм проходят фильтр *5* и капилляр *3*. Вылетая из сопла *4*, чернила вычерчивают на движущейся бумаге кривую, повторяющую изменения тока, протекающего по обмотке электромагнита *1*. Малая масса подвижной системы струйного гальванометра и высокая плотность разбрызгивания чернил позволяют вести регистрацию процессов с частотой до 500 колебаний в секунду. Отдельные виды струйных регистраторов позволяют регистрировать процессы с частотой до 1000 Гц и более.

Наряду с указанным достоинством, метод струйной записи обладает и определенными недостатками. Он требует применения особых чернил, обладающих весьма высокой однородностью состава. Применение чернил более низкого качества ведет к засорению капилляра, а его очистка в лабораторных условиях практически невозможна. Кроме того, современные конструкции регуляторов давления не позволяют получить очень тонкую струю. Это приводит к нежелательно «жирной» записи на низких частотах.

При струйной записи, как и при чернильной, запись происходит не в прямоугольных координатах, а по дуге, что приводит к значительным нелинейным искажениям. При этом наблюдается ошибка как при измерении амплитуды протекающего процесса, так и по оси времени. Для избежания ошибок обычно наносят на ленту-носитель соответствующим образом искаженную координатную сетку или же применяют другие так называемые спрямленные виды записи. К этим видам относится т е п л о в а я з а п и с ь — метод регистрации, осуществляемый путем снятия слоя вещества со специальной ленты-носителя. Сама эта лента представляет собой темную рулонную бумагу, покрытую с лицевой стороны слоем легко-

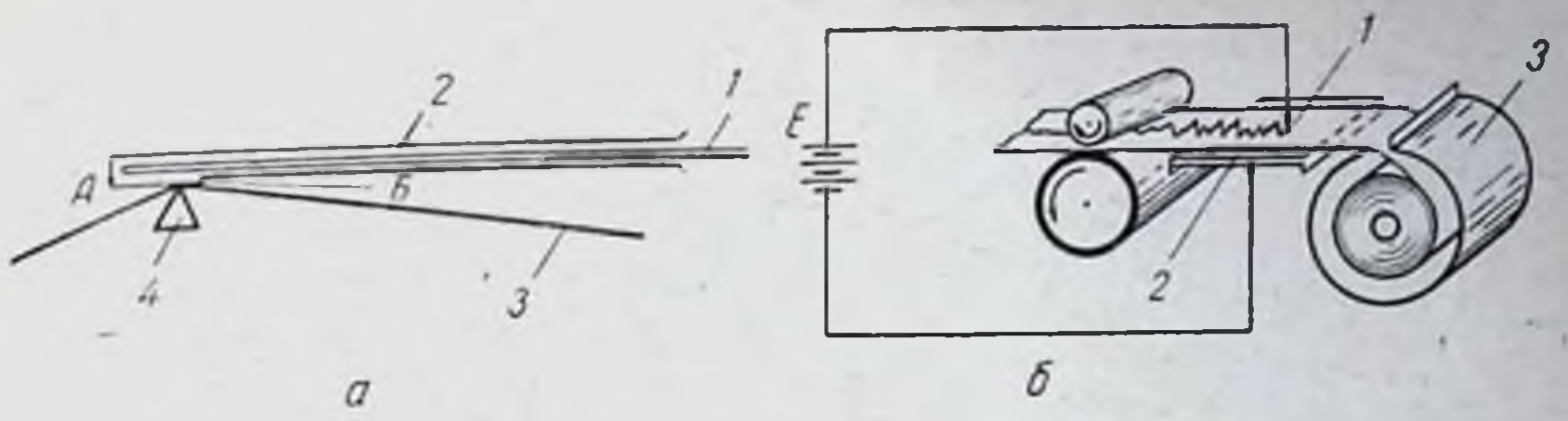


Рис. 13. Схемы теплового (*а*) и электрохимического (*б*) регистраторов.

а — тепловой регистратор: *1* — штифт; *2* — проволока; АБ — участок проволоки, нагреваемый электрическим током; *3* — бумага; *4* — выступ; *б* — электрохимический регистратор: *1* — пишущий электрод; *2—3* — лентопротяжный механизм.

плавкого вещества белого цвета (парафин, смесь воска с мелом и т. п.).

Запись осуществляется с помощью электромагнитного регистратора, у которого вместо капилляра на конце штифта *1* помещена проволока 2 с участком *АБ*, нагреваемым электрическим током (рис. 13, *а*). При касании нагретым участком проволоки *АБ* бумаги *3* в месте ее перегиба через выступ *4* слой парафина или воска расплавляется, и становится видна черная основа.

Тепловая запись часто используется в электрокардиографии. Она позволяет исключить радиальные искажения. Тепловой регистратор касается бумаги в нейтральном (нулевом) положении участком проволоки *АБ*, расположенным ближе к точке *Б*, а при максимальном отклонении в ту или другую сторону — ближе к точке *А*. При неподвижной бумаге и изменении входного сигнала такой регистратор вычертит прямую линию. Качество тепловой записи весьма высокое: кривые получаются четкими и удобными для чтения. Несмотря на эти преимущества, в том числе такое важное, как спрямление записи, тепловая запись в настоящее время не нашла столь широкого применения, как чернильная. Это определяется необходимостью применения специальной ленты сложного производства, требующей специального хранения.

Электрохимическая запись основана на процессе образования красящих веществ на поверхности бумаги при прохождении через нее электрического тока. Схема записи представлена на рис. 13, *б*. Напряжение источника питания подводится к контактной системе, образуемой пишущим электродом *1* и лентопротяженным механизмом *2—3*. Между контактами *1* и *2* протягивает-

ся слегка увлажненная бумажная лента *3*, пропитанная соответствующими химическими реактивами. В месте касания электрода с такой бумагой происходит электролиз реактива с образованием красящего вещества в зоне контакта. Когда пишущий электрод перемещается по бумаге, на ней остается соответствующий след записи.

Электрохимическая запись по ряду параметров (четкости, контрастности, разрешающей способности) не уступает другим видам записи, а по скорости имеет даже лучшие показатели. С помощью электрохимической записи можно вести запись в полутоновом и цветном изображениях. Но необходимость применения специальной бумаги, требующей в процессе записи смачивания (влажность ее должна быть порядка 40%) и последующего специального хранения, делает этот вид записи пока мало применяемым в медицинской практике.

3. Светолучевые регистрирующие устройства. Их широко применяют для регистрации быстро меняющихся процессов. Они характеризуются широким диапазоном регистрируемых частот (от единиц до сотен тысяч герц), высоким качеством получаемой записи, относительно простой конструкцией и удобством эксплуатации, возможностью регистрации любой символики. В качестве носителей используется бумага или пленка, покрытая светочувствительным слоем.

Основным элементом рассматриваемых устройств является магнитоэлектрический гальванометр. Принцип его действия такой же, как и в описанных ранее перьевых вибраторах магнитоэлектрических систем, однако чувствительность значительно выше и достигает величин порядка 10^{-8} А.

Используют магнитоэлектрические гальванометры двух типов: рамочные и шлейфные. В рамочных гальванометрах (рис. 12, *в*) измеряемый ток проходит через подвижную рамку *1*, образованную витками проволоки и подвешенную на тонких растяжках *2* диаметром в несколько микрометров. Этим обеспечивается высокая чувствительность прибора. Рамка находится в магнитном поле между полюсами постоянного магнита *3*. При отсутствии тока в рамке подвижная система занимает среднее, нулевое положение, благодаря упругим силам нитей подвеса. Обладая малой инерционностью, рамка при прохождении тока следует за всеми его изменениями, отклоняясь, в зависимости от его величины и направления, на

тот или иной угол в соответствующую сторону. Отсчет записи этих колебаний осуществляется посредством оптической системы. Для этого к рамке *1* приклеивается зеркальце *4*, на которое через линзу подается световой луч, исходящий от мощного осветителя с щелевой диафрагмой. Луч света, отразившись от зеркала и пройдя затем через оптическую систему, попадает на фотопленку (фотобумагу) или на матовый экран. Развертка колебаний во времени осуществляется равномерным поступательным движением (фотобумаги), а при визуальном отображении — вращением зеркального многогранника.

Шлейфные гальванометры (рис. 12, *г*) отличаются от рамочных тем, что у них вместо рамки, подвижной частью является петля (шлейф). В промежутке между полюсами постоянного магнита *1* протянута в виде петли металлическая нить *2*, перекинутая через ролик. Для натяжения нити служит спиральная пружина *3*. Посередине петли наклеено небольшое зеркальце *4*, служащее для отражения светового луча. Оптическая система, направляющая луч, остается принципиально такой же, как и у рамочного гальванометра.

Рассмотрим для примера оптическую схему светолучевого восьмиканального регистрирующего устройства (шлейфного осциллографа), представленную на рис. 14. Луч света от лампы *1*, проходя через конденсор *2* и диафрагму *3*, разделяется на восемь узких пучков. Каждый пучок попадает на одно из поворотных зеркал *4*, которые установлены таким образом, чтобы свет с помощью зеркала *8* и одного из зеркал *7* попадал через линзу *6* на зеркало шлейфа *5*. На два вибратора, расположенные в центре, свет проходит, минуя зеркала *7*. Отраженный световой поток от зеркала *5* снова проходит через линзу *6* и попадает непосредственно или отражаясь от соответствующего зеркала *7* через линзу *10* частично на зеркала *9* и *13*, а частично на сферическую линзу *14*. Одна часть пучка света, отраженная от зеркала *9* и *13*, фокусируется цилиндрической линзой — *11* на пленке *12*, другая часть проходит через цилиндрическую линзу *14*, зеркало *15* и попадает на стеклянный матовый экран *16* с масштабной линейкой для визуального наблюдения регистрируемых процессов. Лентопротяженный механизм шлейфных осциллографов приводится в движение синхронным мотором переменного тока. Возможность использования фотоматериалов для регистрации обеспечи-

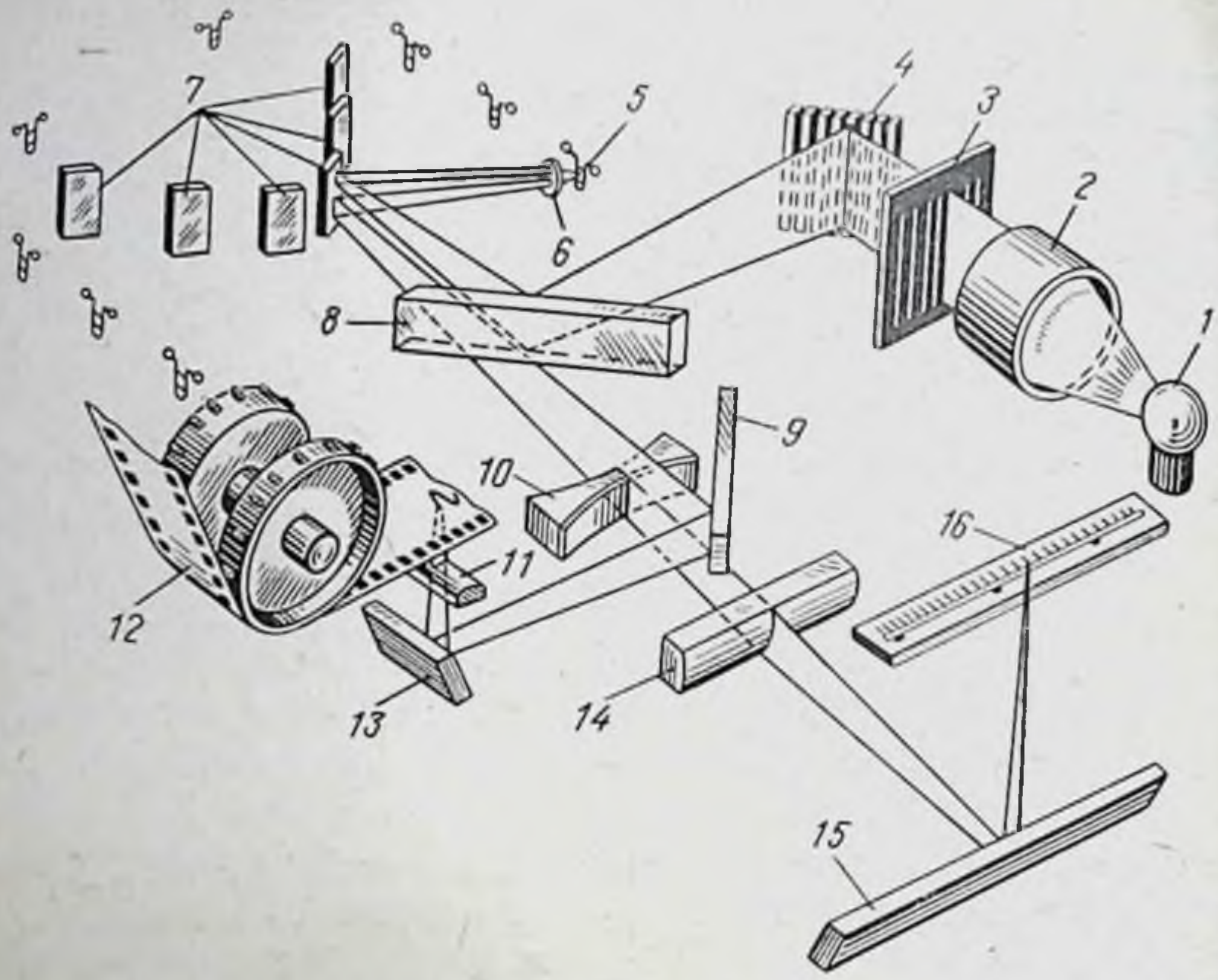


Рис. 14. Схема оптической части светолучевого осциллографа. *1* — лампа; *2* — конденсор; *3* — диафрагма; *4* — поворотное зеркало; *5* — зеркало шлейфа; *6, 10, 11, 14* — линзы; *7, 8, 9, 13, 15* — зеркала; *12* — светочувствительная пленка; *16* — стеклянный матовый экран.

вается размещением вала протяжки внутри светонепроницаемой кассеты. Вал вращается через редуктор, посредством которого устанавливаются различные стандартные скорости развертки. В связи с тем, что подобные осциллографы могут регистрировать весьма быстрые процессы со скоростью протяжки ленты до 50 м/с, они снабжаются различными отметчиками времени в виде специальных вибраторов, на которые подается синусоидальное либо импульсное напряжение. Линия отметки времени записывается на той же ленте. Основным преимуществом шлейфных осциллографов является очень высокая чувствительность и малая погрешность записи сигналов. Кроме того, запись на шлейфных осциллографах происходит в прямоугольных координатах, что позволяет непосредственно, без пересчета считывать записанную информацию. Оптическая система шлейфных осциллографов увеличивает путь луча, что в свою очередь повышает чувствительность осциллографов в целом. Максимальная погрешность записи амплитуд сигналов с помощью

шлейфных осциллографов не превышает 3%. Частотный диапазон гальванометров, которые используются в шлейфных осциллографах, находится в области 0—5000 Гц и выше. Отечественной промышленностью в настоящее время выпускается целый ряд шлейфных осциллографов типа Н-105, Н-115 и др. Приведенные типы осциллографов рассчитаны на запись одновременно 16 каналов с частотным диапазоном до 5000 Гц, снабжены выносными кассетами и автоматикой. Максимальная скорость протяжки ленты составляет 10 м/с.

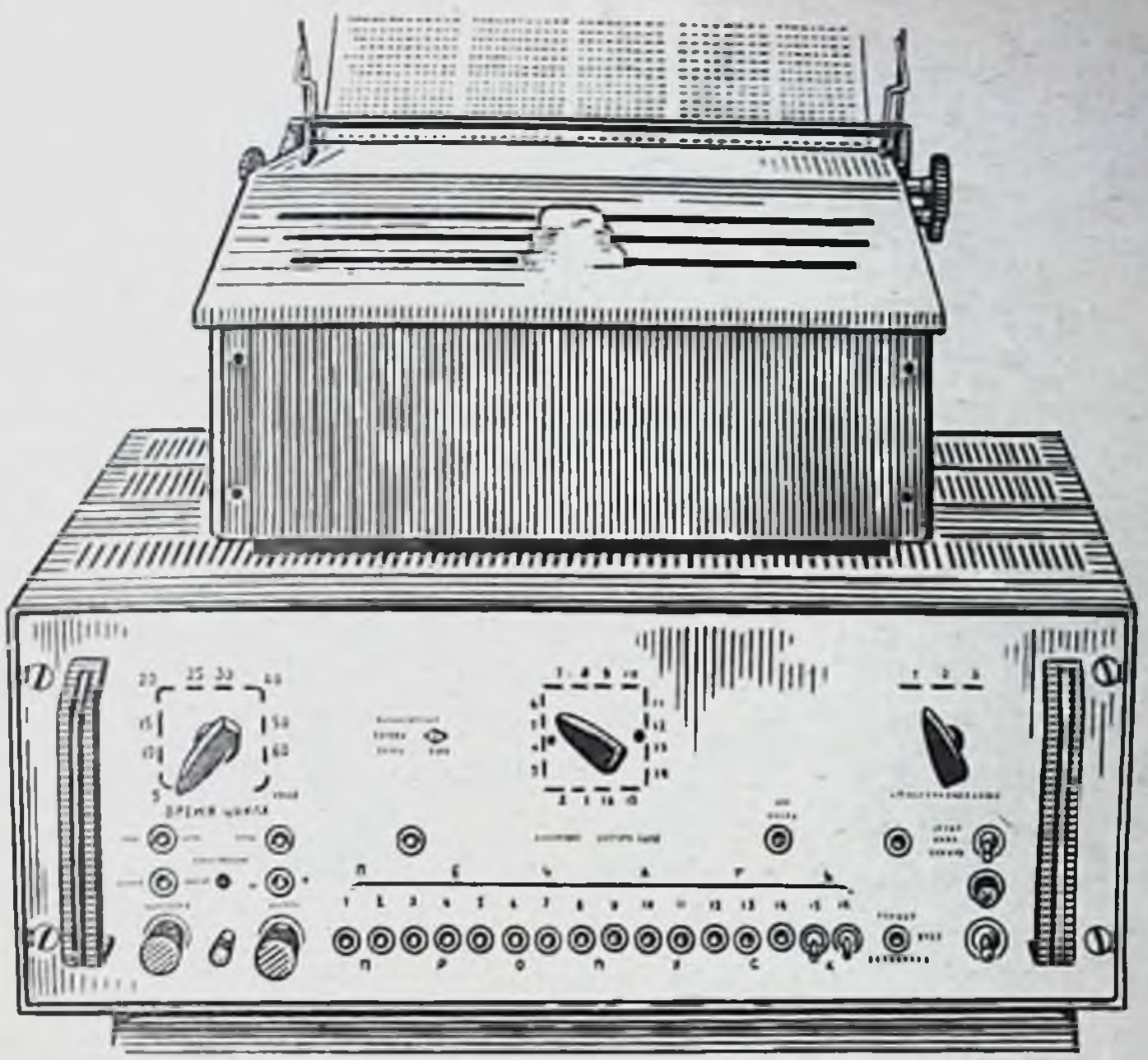
Основным недостатком шлейфных осциллографов является необходимость проявления бумаги или фотопленки, что достаточно трудоемко и требует специального оборудования. Для ликвидации этого недостатка в настоящее время разработан специальный вид записи с использованием ультрафиолетовых лучей. Запись ультрафиолетовыми лучами производится точно также и теми же приборами, что и запись видимым лучом света. Различие состоит лишь в том, что при ультрафиолетовой записи источником света служит ртутная лампа сверхвысокой яркости, а регистрация осуществляется на специальной фотобумаге типа УФ, на которую почти не действует дневной свет, но которая чувствительна к ультрафиолетовой части спектра. На такой бумаге уже через несколько секунд после экспозиции, без всякой дополнительной обработки химическими проявителями, появляется кривая зарегистрированного процесса. Благодаря такому самопроявлению ленты, ультрафиолетовый способ имеет важное преимущество перед обычной фоторегистрацией и в этом плане аналогичен методам видимой записи (например, с помощью перьевых самописцев), но значительно превосходит их по быстродействию. Таким образом, для записи сравнительно высокочастотных электрических сигналов медицинской информации в настоящее время наиболее перспективным представляется метод регистрации с помощью шлейфных осциллографов с записью в ультрафиолетовых лучах.

3—3. Дискретные устройства отображения и регистрации медицинской информации

Дискретные устройства отображения и регистрации данных находят все более широкое применение в медицинских электронных системах. Это связано с тем, что

дискретная техника на современном этапе позволяет с очень высокой точностью и быстродействием фиксировать изменяемый параметр в удобном для считывания виде — в буквенном (знаковом) и цифровом. Промышленностью создано большое число устройств дискретного вывода информации, что связано с бурным ростом цифровой вычислительной техники. В медицинских системах нашли применение различного рода цифропечатающие устройства, устройства цифровой индикации и сигнализирующие системы.

1. **Цифропечатающие устройства (ЦПУ)** в медицинской технике применяются в системах наблюдения за состоянием пациента, лабораторных автоанализаторах и в ряде медицинских систем специального назначения. К этим устройствам относятся электрифицированные, печатающие машинки, знакопечатающие устройства — штанговые, стержневые, с печатающими колесами-барабанами и т. д. Наибольшее распространение получили устройства, построенные на базе электрифицированных пишущих машинок — так называемые цифропечатающие устройства последовательного действия. В подобных электрифицированных пишущих машинках привод рычагов и знаков, перевод каретки на следующую строку со сдвигом в правое исходное положение, смещение красящей ленты для изменения цвета печати и других операций выполняются электромагнитами, встраеваемыми в машинку. Эти электромагниты управляются с помощью специального блока управления, который определяет порядок включения электромагнитов в зависимости от очередного печатаемого знака или вида вспомогательной операции (сдвиг каретки, пробел, изменение цвета и т. д.). Для четкой синхронной работы машинки и блока управления необходимы дополнительные сигналы, свидетельствующие об окончании печатания очередного знака или о завершении сдвига каретки, пробела и т. д. Подобные сигналы обратной связи с пишущей машинкой в блоке управления вырабатываются с помощью специального контакта, замыкающегося при каждом ударе печатающих рычагов, и установки конечных выключателей, срабатывающих в крайних положениях каретки. Примером цифропечатающего устройства данного вида является выпускаемое промышленностью ЦПУ Ф-581К (рис. 15). Это устройство включает в себя блок управления и цифропечатаю-



084.16.367.086.120	076.15.366.078.110	065.15.364.070.100	098.17.369.096.118	072.15.365.080.115
084.16.367.086.120	076.15.366.078.110	065.15.364.070.100	098.17.369.096.118	072.15.365.080.115
084.16.367.086.120	076.15.366.078.110	065.15.364.070.100	098.17.369.096.118	072.15.365.080.115
084.16.367.086.120	076.15.366.078.110	065.15.364.070.100	098.17.369.096.118	072.15.365.080.115
084.16.367.086.120	076.15.366.078.110	065.15.364.070.100	098.17.369.096.118	072.15.365.080.115
084.16.367.086.120	076.15.366.078.110	065.15.364.070.100	098.17.369.096.118	072.15.365.080.115
084.16.367.086.120	076.15.366.078.110	065.15.364.070.100	098.17.369.096.118	072.15.365.080.115
084.16.367.086.120	076.15.366.078.110	065.15.364.070.100	098.17.369.096.118	072.15.365.080.115
084.16.367.086.120	076.15.366.078.110	065.15.364.070.110	098.15.369.096.118	072.15.365.080.115
084.16.367.086.120	076.15.366.078.110	065.15.364.070.100	098.15.369.096.118	072.15.365.080.115
084.16.367.086.120	076.15.366.078.110	065.15.364.070.100	098.17.369.096.118	072.15.365.080.115
084.16.367.086.120	076.15.366.078.110	065.15.364.070.100	098.17.369.096.118	072.15.365.080.115
084.16.367.086.120	076.15.366.078.110	065.15.364.070.100	098.17.369.096.118	072.15.365.080.115
084.16.367.086.120	076.15.366.078.110	065.15.364.070.100	098.17.369.096.118	072.15.365.080.115
084.16.367.086.120	076.15.366.078.110	065.15.364.070.100	098.17.369.096.118	072.15.365.080.115

Рис. 15. Цифропечатающее устройство (ЦПУ) Ф-581К. Пример цифрового отображения параметров при интенсивном наблюдении за тяжелобольными.

щую электрическую машинку типа ЭУМ-23 или ЭУМ-46. Максимальное быстродействие этого устройства составляет 7 знаков в секунду. Строка машинки ЭУМ-23 содержит 95 знаков, а ЭУМ-46 — 162 знака. На том же рис. 15 представлен возможный вид записи информации с помощью цифропечатающего устройства последовательного действия. На этой записи зарегистрировано пять параметров у 4 пациентов (пульс, частота дыхания,

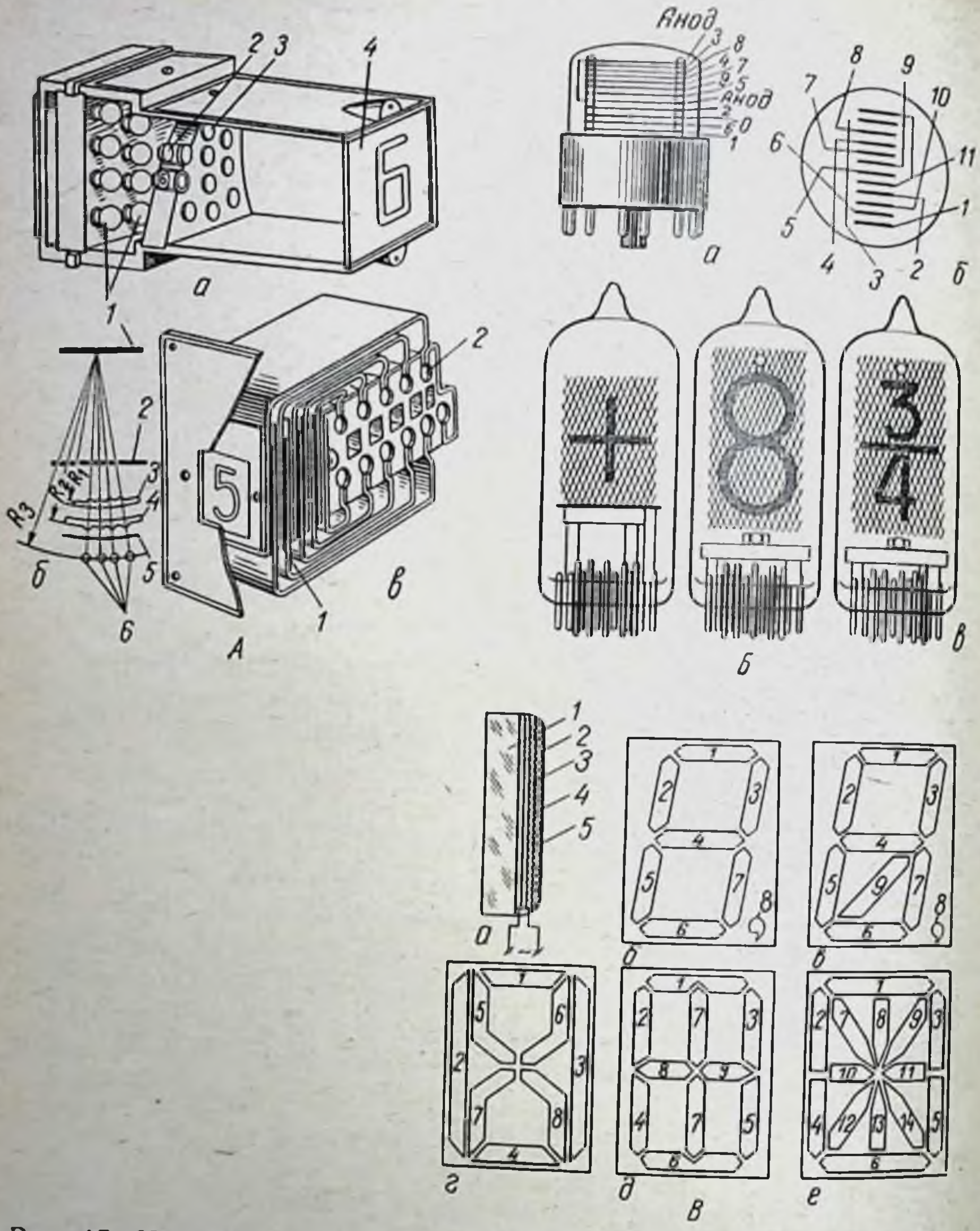


Рис. 17. Индикаторы оптические (*А*), газоразрядные (*Б*), электролюминесцентные (В).

А, а — индикатор проекционного типа:
1 — лампа началивания; *2* — конденсатор; *3* — объектив; *4* — матовый экран.

А, б — индикатор проекционного типа с прессованными блоками линз из органического стекла:
1 — экран; *2* — диафрагма; *3* — блок объективных линз; *4* — блок конденсорных линз; *5* — тепловой экран из прозрачного стекла; *6* — лампа накаливания.

А, в — индикатор на плоских светопроводах:
1 — лампа накаливания; *2* — плоский светопровод.

Б — газоразрядные (электронные) цифровые индикаторы различных типов.

В, а — электролюминесцентный цифровой индикатор:
1 — стеклянная подложка; *2* — прозрачный проводящий слой; *3* — электролюминесцентный состав; *4* — металлический экран; *5* — слой эпоксидной смолы.

В, б, а, г, д, е — электролюминесцентные индикаторы различных типов.

проекционного типа, выпускаемый отечественной промышленностью. Индикатор состоит из 12 ламп накаливания *1* и соответствующего количества оптических систем. Каждая оптическая система включает конденсор *2* и объектив *3*, проецирующий изображение цифр, расположенных перед конденсором, на матовый экран *4*. Десять систем служат для изображения десяти цифр от 0 до 9; одиннадцатая для изображения запятой, отделяющей целую часть от дробной; двенадцатая для подсветки фона экрана, отображающего дополнительный признак контролируемого параметра, например полярность. С помощью цифрового индикатора данного типа можно получить изображение цифр на экране высотой 25 мм.

Основными недостатками рассмотренной конструкции являются ее большие габариты, сложность изготовления и наладки оптических систем. Более совершенен проекционный цифровой индикатор с прессованными блоками линз из органического стекла (рис. 17, *А*, *б*). Он содержит пластины блоков конденсорных *4* и объективных *3* линз, изогнутые по окружностям R_1 и R_2 с центром в середине экрана *1*. Между пластиной объективов и экраном расположена уменьшающая блики диафрагма *2* с двенадцатью отверстиями. Лампы накаливания *6* расположены в кольцевом корпусе радиуса R_3. Для предохранения блока конденсорных линз от перегрева в результате теплового излучения от ламп накаливания, между лампами и конденсорами установлен тепловой экран *5* из прозрачного стекла толщиной в 2 мм.

На рис. 17, *А*, *в* представлена еще одна конструкция оптического индикаторного устройства с использованием плоских светопроводов. Принцип действия подобного цифрового индикатора заключается в свечении выгравированной фигуры на передней плоскости светопроводящей пластины при подаче света в ее торец. Индикатор состоит из набора таких пластин *1*, сделанных из органического стекла, толщина которых составляет 1—2 мм. На передней плоскости каждой пластины гравируется десятичная цифра на глубину около 0,1 мм. Для получения лучшей освещенности цифру гравируют инстументом с сечением в виде равностороннего треугольника или полуокружности. Затем светопроводящие пластины собираются в пакет, и в торце каждой из них устанавливается лампочка подсветки *2*. При загорании какой-либо из

лампочек на индикаторном экране высвечивается соответствующая цифра.

Кроме описанной конструкции, индикаторы могут выполняться на светопроводах из стеклянных нитей диаметром 5—50 мкм, связанных в жгуты. При подсветке одного конца жгута на другом высвечивается соответствующая цифра. Использование конических стеклянных нитей позволяет получать увеличение индицируемого изображения.

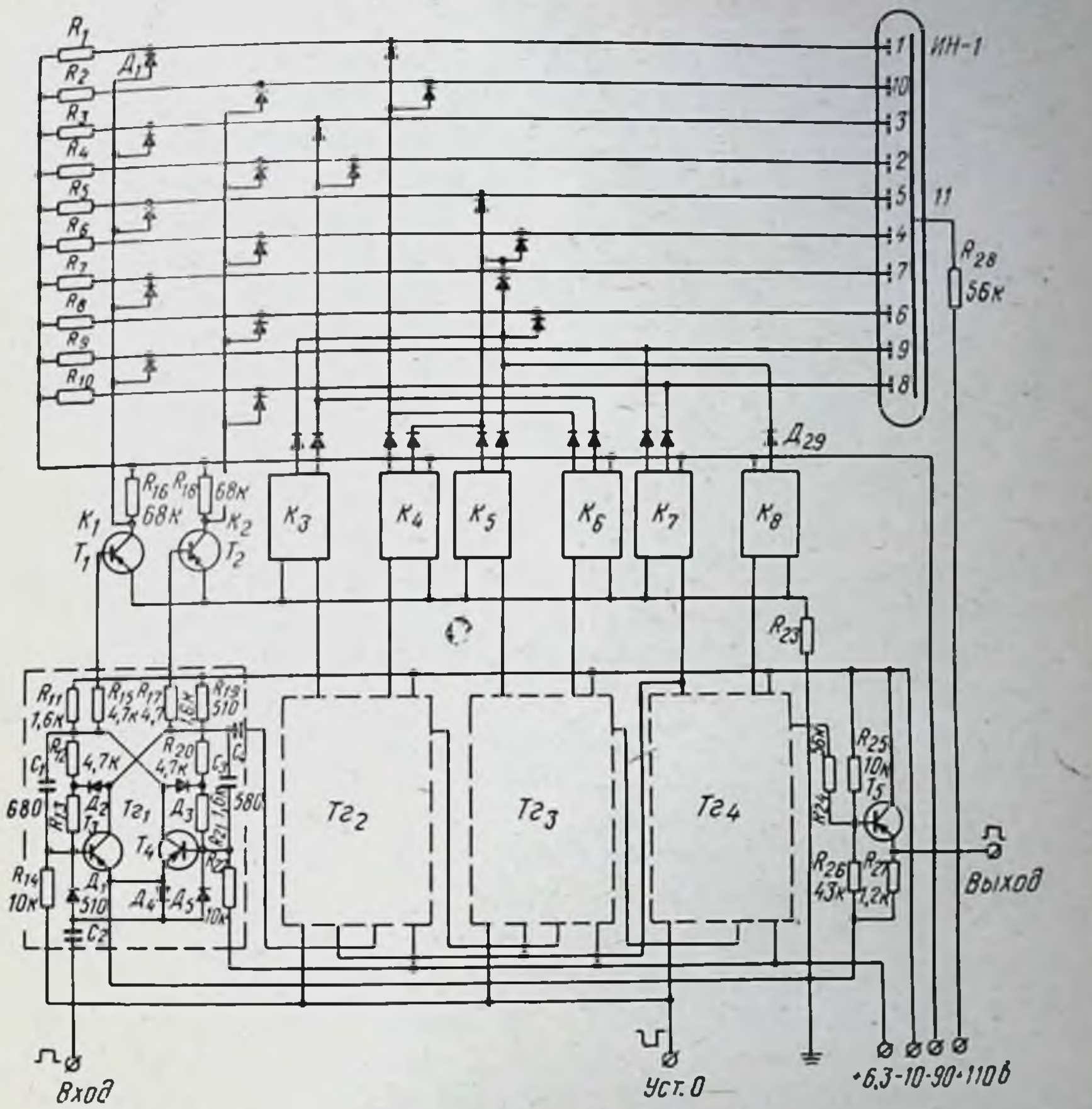
Газоразрядные цифровые индикаторы получили в данное время наибольшее распространение. Такие индикаторы представляют собой газонаполненную лампу, имеющую анод и десять катодов, изогнутых по форме цифр или индицируемых знаков. Баллон лампы обычно заполняется неоном; поэтому цифры имеют красноватое свечение. Если между анодом и одним из катодов приложить необходимое напряжение, то возникнет газовый разряд, и появится изображение соответствующей цифры или знака. Отечественной промышленностью выпускаются цифровые газоразрядные лампы ИН-1, ИН-2, ИН-4, ИН-12, ИН-14 и т. д. Они отличаются конструктивным оформлением (торцовое или фронтальное изображение индицируемых знаков; цокольное или пальчиковое исполнение), возможным набором индицируемых знаков (цифры, буквы латинского и русского алфавитов, знаки плюс, минус, процент и т. п.). На рис. 17, *б* представлены газоразрядные цифровые индикаторы различных типов.

Для управления работой газоразрядного индикатора существуют специальные электронные схемы. Подобная схема вместе с индикаторной лампой образует в совокупности электронное устройство, которое называется декадным цифровым указателем или индикаторной декадой. На рис. 18 представлена схема декадного цифрового указателя с лампой ИН-1.

Декада состоит из электронного счетчика, дешифратора с ключами управления и цифровой газоразрядной лампы. Счетчик выполнен на полупроводниковых триггерных ячейках — триггерах[1] ($Тг_1$—$Тг_4$ на рис. 18), сое-

---

[1] Триггер — электронное устройство с двумя устойчивыми состояниями. Переход из одного состояния в другое осуществляется при воздействии на триггер внешнего запускающего импульса. С использованием триггеров могут строиться различные электронные схемы и узлы ЭЦВМ.



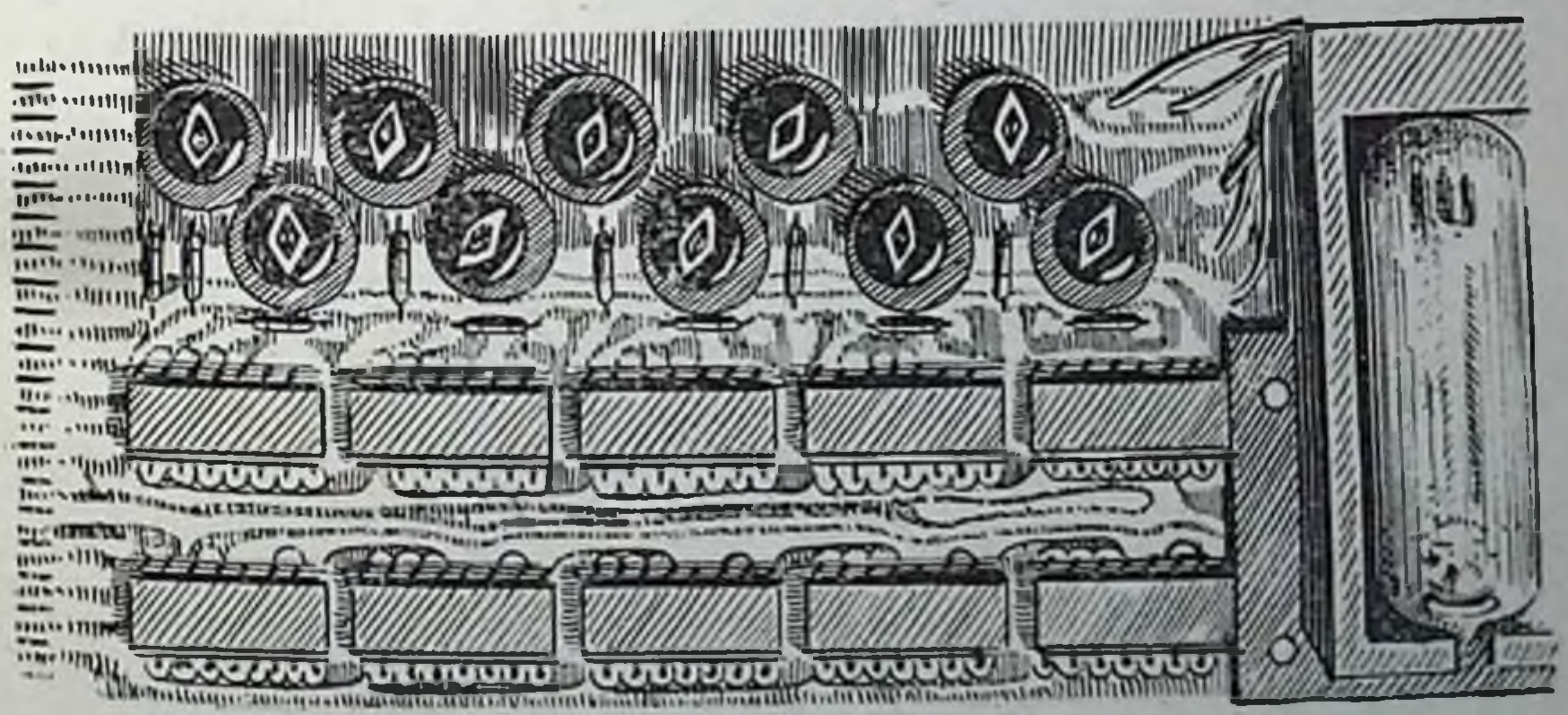


Рис. 18. Схема декадного цифрового указателя. Общий вид декады.

диненных по схеме двоично-десятичного счетчика. При этом для получения коэффициента пересчета, равного десяти, выход триггера $Тг_4$ соединен со входами триггеров $Тг_2$ и $Тг_3$ обратной связью, с помощью которой из шестнадцати возможных состояний исключено шесть состояний. Дешифратор, выполненный на диодах $Д1 \div Д29$, служит для преобразования двоично-десятичного выходного кода счетчика в десятичный позиционный код. Входные шины дешифратора через ключи $К_1 \div К_8$ соединены с триггерами $Тг_1 \div Тг_4$. К выходным шинам дешифратора подключены катоды цифровой лампы ИН-1. В зависимости от состояния счетчика, определяемого количеством поступивших на него входных импульсов (0 — 9), на один из катодов лампы подается с помощью дешифратора потенциал — 100 В, вследствие чего загорается соответствующая цифра. С изменением состояния счетчика потенциал — 100 В появляется на другом катоде, и загорается другая цифра и т. д. Указатель питается от автономного источника питания. Конструктивно декада выполнена на двух платах с печатным монтажем, объединенных в одной обойме. В общую схему указатель включается с помощью разъема. Масса такого устройства составляет около 350 г. Кроме таких декад, в настоящее время отечественной промышленностью выпускаются и цифровые декады на интегральных элементах, укрепленных на печатных платах. На рис. 18 внизу представлен общий вид декады, выполненной с использованием интегральных элементов.

Подобного рода указатели могут использоваться в качестве самостоятельного устройства для счета импульсов или в качестве соответствующего функционального узла измерительной системы с цифровым отсчетом.

Схема управления цифровым индикатором может быть существенно упрощена при использовании в качестве коммутаторов появившихся в последнее время инверсных декатронов — многоанодных коммутаторных ламп тлеющего разряда. Эти лампы, получившие название полиатронов, выгодно отличаются от обычных декатронов значительно бо́льшими токами коммутации, что позволяет использовать их для непосредственного управления цифровыми газонаполненными лампами. Декада счетчика-индикатора (рис. 19), помимо полиатрона и цифровой газоразрядной лампы, содержит ключ, собран-

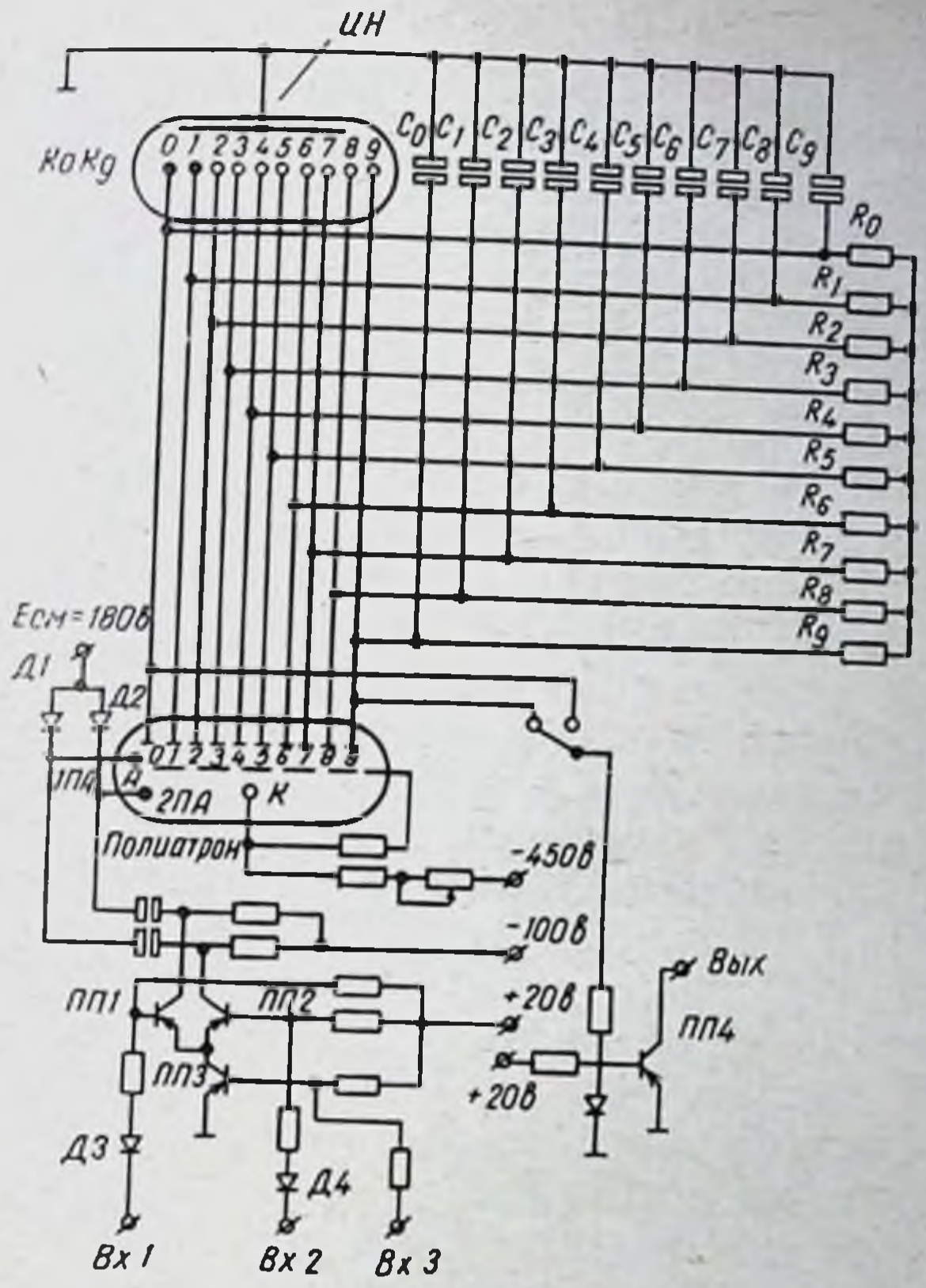


Рис. 19. Схема управления цифровым индикатором с использованием в качестве коммутаторов инверсных декатронов (полиатронов).

ный на трех транзисторах ПП1-ПП3, и пороговое устройство на транзисторе ПП4. Ключ управляется по входу *3*, а на входы *1* и *2* подаются сдвинутые во времени импульсы от устройства формирования, обеспечивающие правильную работу схемы.

Каждый из анодов полиатрона $A_0 \div A_9$ соединен с соответствующим катодом $K_0 \div K_9$ цифровой индикаторной лампы ИН. Резисторы $R_0 \div R_9$ используются для создания положительного смещения, предотвращающего появление паразитного свечения на неработающих катодах цифрового индикатора.

Выходной счетный сигнал декады снимается с коллектора транзистора ПП4, на котором собрано пороговое устройство, устраняющее появление ложных импульсов на выходе декады. Это обстоятельство существенно

при последовательном соединении счетных декад. Простота конструктивного и схемного решения, высокая надежность и долговечность газоразрядных приборов, используемых в описанной схеме, практически безинерционный электронный запуск и остановка, в том числе и в режиме дистанционного управления, и, наконец, возможность использования для счета импульсных сигналов в весьма широком частотном диапазоне (от тысячных долей герца до десятков тысяч герц) — все это можно отнести к достоинствам данной системы.

Электролюминесцентные цифровые индикаторы по способу высвечивания индицируемых знаков (цифр) несколько отличаются от уже рассмотренных видов индикаторов. Они относятся к указателям синтезирующего типа, в которых цифры образуются за счет высвечивания отдельных полосок или точечных знаков (элементов), набранных в виде матрицы.

Электролюминесцентный индикатор с порошковым электролюминофором представляет собой конденсатор, обкладками которого служит токопроводящая пленка, нанесенная на стекло, и алюминиевая подложка, между которыми расположен диэлектрик с электролюминофором. Если на такой конденсатор подать переменное напряжение, то вследствие преобразования в электролюминофоре электрической энергии в световую, электролюминофор начинает светиться в зависимости от состава — зеленым, голубым, оранжевым, желтым или другими цветами. Яркость свечения зависит от частоты и подаваемого напряжения. С повышением напряжения и частоты яркость свечения увеличивается. Для нормального свечения необходимо эффективное напряжение порядка 20—250 В с частотой 50—500 Гц. С увеличением частоты напряжение питания может быть уменьшено без снижения яркости свечения.

Конструктивно электролюминесцентный индикатор выполняется в виде стеклянной подложки *1* (рис. 17, В) с нанесенным на нее прозрачным проводящим слоем *2*, электролюминесцентным составом (диэлектриком) *3* и отражающим излучаемый свет металлическим экраном *4*. Для защиты от механических повреждений и атмосферных воздействий индикатор со стороны металлического экрана заливается эпоксидной смолой *5*. В качестве прозрачного проводящего слоя обычно используется двуокись олова или окись кадмия, а в качестве электро-

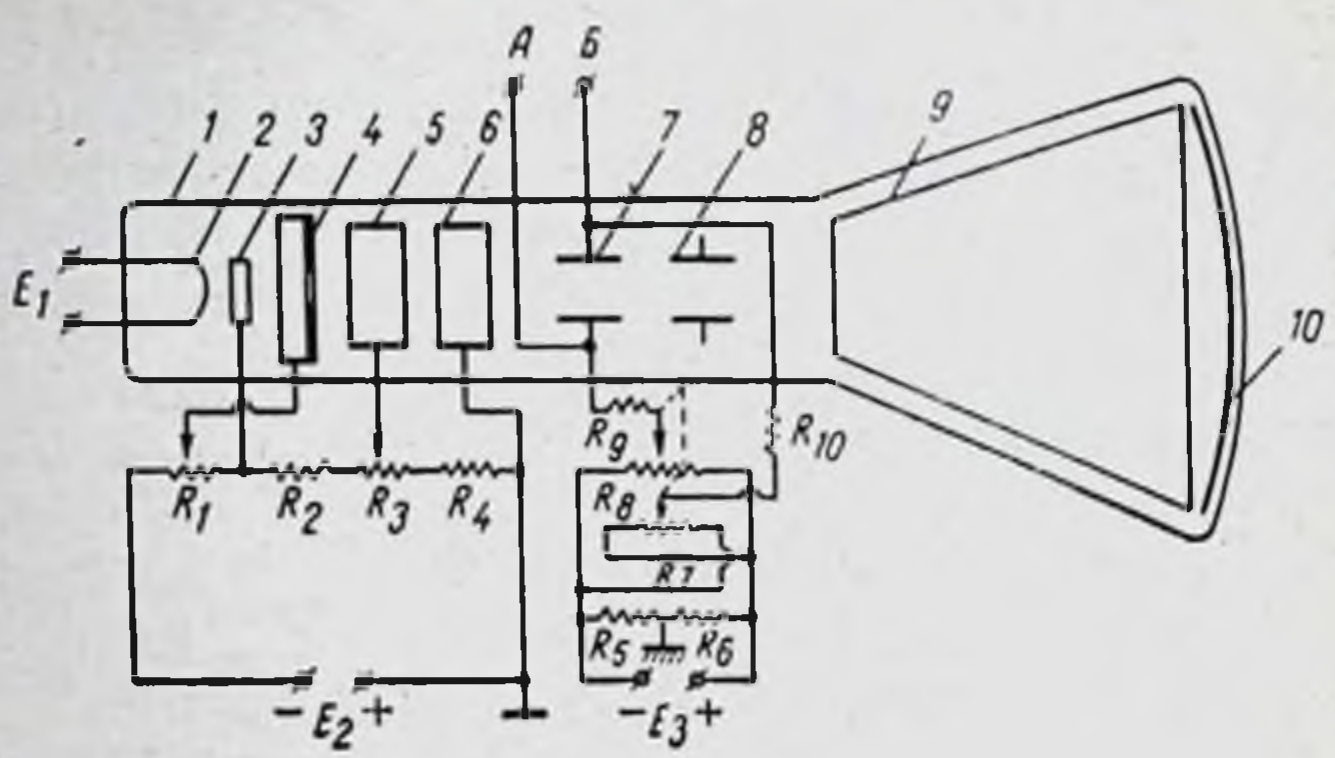
люминесцентного состава — порошкообразный фосфор, смешанный с эпоксидной смолой или керамикой. Напряжение питания прикладывается к пластинкам *2* и *4*. В простейшем случае металлический электрод выполняется в виде изолированных друг от друга семи плоских элементов, образующих цифру *8*. Коммутируя соответствующим образом подачу напряжения питания на те или иные элементы, можно получить изображение всех цифр декады 0—9. Наряду с семиэлементными, выпускаются индикаторы и с бо́льшим количеством элементов, например, 8, 9, 10, 14 элементов (см. рис. 17, В). При использовании в качестве электролюминофора карбида кремния удается существенно снизить требуемое для свечения напряжение питания.

3. Сигнализирующие устройства применяются для сигнализации о выходе контролируемого параметра за установленные пределы или о наличии аварийных ситуаций. В световых установках сигнализация осуществляется путем возбуждения светового сигнала (включения лампочек, светового табло, мигающих лампочек и т. п.), а в акустических — звукового. Сигнализирующие устройства широко применяются в настоящее время в различных медицинских электронных приборах и системах, например в системах интенсивного наблюдения за тяжелобольными (см. главу 6).

3—4. Комбинированные устройства отображения медицинской информации

1. Электронно-лучевые трубки (ЭЛТ), будучи практически безынерционным прибором, широко используются для регистрации многих параметров в медицине и биологии.

Электронно-лучевая трубка — это электровакуумный прибор с управляемым потоком электронов. Простейшая ЭЛТ (рис. 20) представляет собой стеклянную герметически запаянную колбу *1, 9*, внутри которой создан весьма высокий вакуум. В одном конце этой колбы расположен электронный прожектор, образованный электродами *2—6* и служащий для создания узкого направленного пучка электронов достаточной энергии (электронного луча); в другом конце трубки размещается люминесцирующий под действием электронного пучка экран *10*.



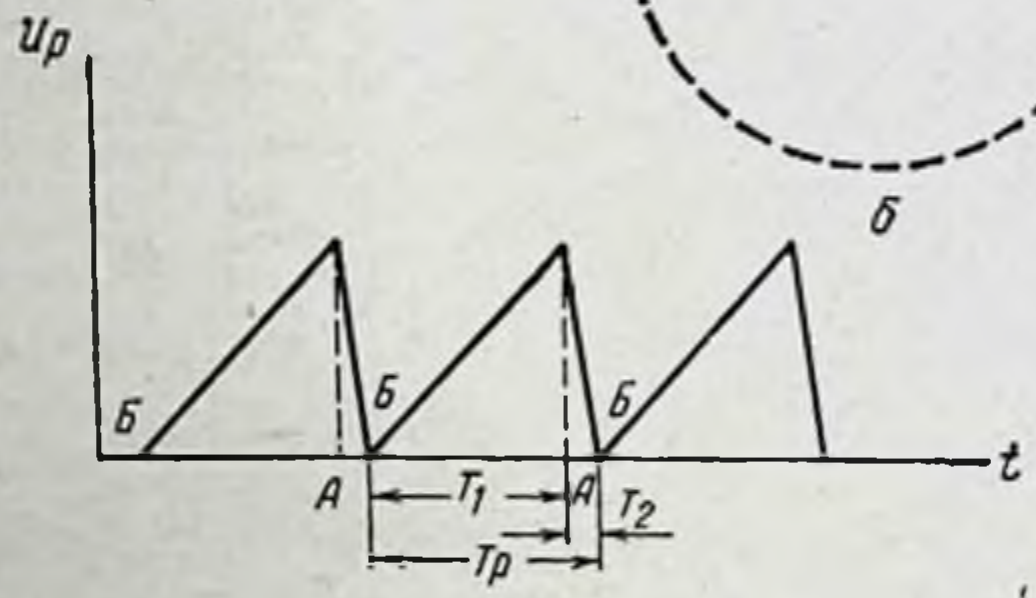


Рис. 20. Схема электронно-лучевой трубки (ЭЛТ). Диаграмма изменения напряжения развертки в ЭЛТ и примерный вид изображения на экране ЭЛТ.

1, 9 — стеклянная герметически запаянная колба; *2* — нить накала; *3* — катод; *4* — модулятор; *5, 6* — ускоряющие аноды; *7, 8* — взаимно перпендикулярно расположенные пары отклоняющих пластин; *10* — экран.

Электронный прожектор включает катод *3*, подогреваемый нитью накала *2*, в результате чего он начинает испускать электроны, модулятор *4* и ускоряющие аноды *5, 6*. Модулятор служит для управления плотностью электронного пучка (тока луча), определяя яркость светового пятна на экране трубки. На первый *5* и второй *6* аноды, имеющие форму цилиндра, подается высокое положительное относительно катода напряжение, вызывающее ускорение электронов. Кроме создания электронного луча заданной интенсивности, электронный про-

жектор осуществляет и его фокусировку на экран *10* с тем, чтобы при неподвижном луче на этом экране светилась четко очерченная световая точка. Узкий электронный луч может фокусироваться не только описанным выше электростатическим способом, но и с помощью прожектора электромагнитного типа.

Электронный луч может перемещаться по экрану под действием электрического поля отклоняющей системы, образованной взаимно перпендикулярно расположенными парами отклоняющих пластин *7, 8*. Если разность потенциалов между соответствующими двумя пластинами равна нулю, то они не влияют на электронный луч. Если же на них подать некоторую разность потенциалов, то под влиянием электрического поля, возникающего между пластинами, электронный луч отклоняется. Величина такого отклонения пропорциональна этой разности потенциалов. При практическом использовании ЭЛТ она располагается в корпусе таким образом, чтобы одна пара пластин вызывала отклонение луча по горизонтали (пластины X), а другая пара — по вертикали (пластины Y).

Электронно-лучевые трубки характеризуются рядом параметров. Важнейшими из них являются размер экрана ЭЛТ и ее чувствительность, определяемая значением разности потенциалов между пластинами, вызывающей перемещение светового пятна на экране ЭЛТ на единицу длины (обычно на 1 мм).

Еще одним важным параметром ЭЛТ является время послесвечения, т. е. промежуток времени от момента прекращения электронной бомбардировки до момента, когда яркость свечения на экране составит 1% от своего первоначального значения. Время послесвечения ЭЛТ зависит от состава люминофора и может меняться от миллионных долей секунды до нескольких секунд и более.

Электронно-лучевая трубка, как правило, используется для наблюдения периодических процессов. К отклоняющим пластинам Y при этом подводится исследуемое напряжение, а к пластинам X — напряжение развертки $U_р$, имеющее пилообразную форму (рис. 20).

В исходном положении при помощи сопротивлений $R=7$, $R=8$, включенных в цепь отклоняющих пластин X (позиция *7*, рис. 20), световое пятно на экране ЭЛТ устанавливается в левой части экрана. Затем луч под

действием линейно нарастающего напряжения смещается вправо в течение времени T_1. Затем за время T_2 луч возвращается вновь в исходное положение в левой части экрана. Период пилообразного напряжения развертки $T_p = T_1 + T_2$ может изменяться в достаточно широких пределах. Если теперь при наличии пилообразного напряжения на пластины Y подать исследуемый периодический процесс, то можно получить его неподвижное изображение на экране трубки, если частоты этого процесса и пилообразного напряжения развертки совпадают или кратны. Электронно-лучевая трубка может быть использована и для векторного сопоставления двух исследуемых процессов. Этот принцип реализуется, в частности, в векторэлектрокардиоскопах.

Для получения на экране трубки векторэлектрокардиограммы, можно, например, электрический сигнал электрокардиографа в первом стандартном отведении подключить к отклоняющим пластинам X, а во втором отведении — к пластинам Y. Это дает возможность наблюдать на экране трубки некоторую замкнутую фигуру — векторэлектрокардиограмму.

В настоящее время разработано много различных типов электронно-лучевых трубок, отличающихся по своим техническим данным, конструкции и назначению. Они используются не только в аппаратах для наблюдения за периодическими процессами или для получения диаграмм векторного типа, т. е. в осциллоскопах общего или специального назначения (кардиоскопах, энцефалоскопах и т. п.). ЭЛТ применяются в качестве преобразователей невидимого (например, инфракрасного) излучения в видимое изображение (электронно-оптические преобразователи), как устройства памяти вычислительных машин (запоминающие трубки), как быстродействующие коммутаторы и т. д. Особо широкое применение нашли ЭЛТ в телевидении, где они используются как для преобразования видимых изображений в электрический сигнал (передающие ЭЛТ), так и для получения видеоизображения на приемном конце (телевизионные ЭЛТ).

Телевизионные ЭЛТ отличаются от трубок, используемых обычно в осциллографах, размером и формой экрана, а также цветом свечения люминофора. Кроме того, в телевизионных трубках используется не описанное ранее электростатическое отклонение луча, а элек-

тромагнитное, осуществляемое с помощью специальной отклоняющей системы, надеваемой на горловину трубки.

Отметим, что телевизионные системы могут найти применение в лечебных учреждениях в качестве средств визуального контроля за состоянием пациентов. Для этих целей могут использоваться выпускаемые серийно промышленные телевизионные установки типа ПТУ-3, ПТУ-6, ПТУ-10.

Укажем в заключение, что в настоящее время широкое применение находит использование ЭЛТ в устройствах отображения графической или цифро-буквенной информации ЭЦВМ, в так называемых дисплеях.

2. Магнитные устройства регистрации применяются для фиксации как аналоговых (непрерывных), так и дискретных (цифровых) данных. Основными достоинствами магнитных регистраторов являются высокая скорость регистрации, большая емкость регистраторов, возможность непосредственно регистрировать электрические сигналы, сравнительная простота и надежность аппаратуры, возможность длительного хранения записанной информации и многократного использования носителя.

Одним из наиболее распространенных способов магнитной регистрации является запись информации на ферромагнитную пленку. Ферромагнитная пленка представляет собой ленту из синтетического материала, поверхность которой покрыта гладким слоем эмульсии, состоящей из мельчайших зерен ферромагнитного порошка и связующего вещества. Толщина слоя покрытия во многом характеризует качественные показатели регистрации. С увеличением толщины ферромагнитного слоя увеличивается чувствительность ленты, но при этом ухудшаются ее частотные характеристики. Толщина рабочего слоя в зависимости от вида записи составляет 8—20 мкм.

Принцип магнитной регистрации аналоговой информации состоит в следующем: ферромагнитная пленка с равномерной скоростью движется, прилегая к записывающей магнитной головке. Эта головка представляет собой электромагнит, на обмотки которого *4* подается электрический сигнал с выхода усилителя записи (рис. 21). Переменное магнитное поле, образующееся в зазоре *2* головки, меняется в соответствии с изменениями поданного электрического сигнала, а значит и сигнала

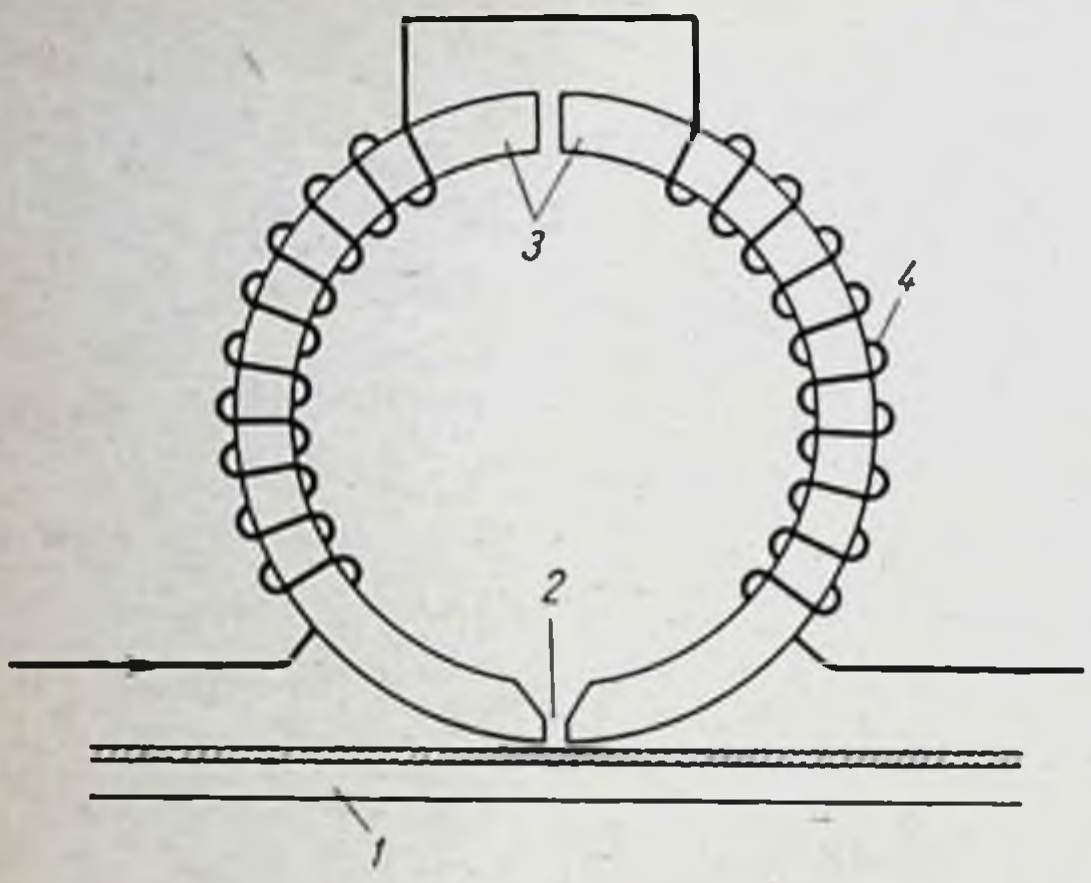


Рис. 21. Схема магнитной головки.

1 — ферромагнитная пленка; *2* — зазор; *3* — сердечник; *4* — обмотки.

на входе усилителя. Это переменное магнитное поле воздействует на ферромагнитную пленку *1*, в результате чего ее элементарные участки намагничиваются в разной степени в зависимости от мгновенного значения напряженности магнитного поля в зазоре. Поскольку затем ферромагнитный порошок сохраняет свою намагниченность, тем самым на ленте фиксируется исходный аналоговый сигнал. В таком состоянии лента может хранить записанную информацию необходимое количество времени. Для воспроизведения сигнала пленку с записью пропускают вдоль зазора воспроизводящей головки, в результате чего в обмотке головки будет индуктироваться э. д. с., соответствующая записанным электрическим колебаниям. Магнитная запись может быть стерта с носителя с помощью специальной стирающей головки.

Качество записи и воспроизведения аналоговой информации зависит от механических характеристик регистратора. К механическим характеристикам относятся:

1. Скорость движения (протяжки) ленты. Она характеризуется длиной ленты, проходящей мимо головок за единицу времени. В магнитных регистрирующих устройствах применяются скорости протяжки 2—100 см/с и более.

2. Величина изменения скорости движения ленты, которое происходит вследствие изменения натяжения и длины ленты в приемном и подающем узлах, а также скорости ведущего мотора. Обычно этот показатель измеряется как отношение амплитуды колебаний скорости движения ленты к среднему значению скорости, выра-

женное в процентах. Обычно он находится в пределах 0,1—0,5%.

Электрические характеристики регистратора определяются конструкцией и качеством головок и трактами усиления. Основными из этих характеристик являются:

1. Входная чувствительность — величина напряжения на входе регистратора, необходимая для получения номинального уровня записи.

2. Относительный уровень шумов — величина отношения напряжения на выходе регистратора при отсутствии сигнала на входе к напряжению на том же выходе при воспроизведении записи максимального уровня. Общий шумовой фон записи в регистраторе данного типа состоит из шумов канала записи, канала воспроизведения и шумов ленты. Наибольшее влияние имеют шумы ленты, вызванные ее неоднородностью.

3. Частотная характеристика сквозного канала «запись — воспроизведение» — зависимость коэффициента усиления по напряжению от частоты сигнала в сквозном канале «запись — воспроизведение» при постоянном уровне входного напряжения. В современных магнитных регистраторах частотный диапазон записи обычно составляет 40—15 000 Гц.

Кроме аналоговых сигналов, магнитные регистраторы часто используются для хранения и воспроизведения дискретной информации. Принципы записи дискретной и аналоговой информации во многом идентичны. Отличие заключается лишь в том, что при записи дискретной информации в кодированном виде используется обычно так называемая запись по двум уровням.

Количество дорожек записи в магнитных регистраторах и соответственно число параллельно работающих головок записи и считывания может меняться от 1 до 50 и более. Ширина ленты при этом составляет 6—150 мм.

Запись может производиться параллельно на все дорожки или последовательно. В многодорожечных дискретных регистраторах, кроме дорожек записи основных сигналов, существуют вспомогательные дорожки для записи маркерных, синхронизирующих и других служебных импульсов.

При параллельной регистрации дискретной информации в многодорожечных устройствах все разряды одного числа (максимальное количество которых определя-

ется количеством рабочих дорожек) считываются или записываются одновременно.

Для регистрации дискретной информации, кроме записи сигналов на ферромагнитную ленту, достаточно широко применяются регистраторы с записью информации на магнитном барабане. Конструктивно магнитный барабан представляет собой цилиндр из немагнитного материала, на который нанесено в виде тонкого слоя магнитное покрытие. Этот цилиндр вращается с весьма высокой скоростью (3000—10 000 об/мин). Вдоль образующей цилиндра размещаются головки, с помощью которых осуществляется запись или считывание информации параллельно по многим дорожкам. В подобного рода регистраторах одна головка с помощью специальной схемы коммутации может использоваться как для записи, так и для считывания информации.

Информационная емкость регистратора данного типа определяется площадью боковой поверхности магнитного барабана и используемой плотностью записи. Плотность записи по длине дорожек в современных магнитных барабанах достигает 50 знаков на 1 см, а на 1 см длины барабана может размещаться до 10 дорожек. Общая емкость магнитных барабанов может составлять величину порядка 2—5 млн. двоичных знаков.

В медицинской практике магнитные регистраторы широко применяются для записи ЭЭГ и ЭКГ. Непосредственно с электродов или с выхода усилителей электроэнцефалографов или электрокардиографов эти сигналы записать на магнитную ленту не представляется возможным, так как нижняя граница частотного диапазона их составляет 0,3÷0,5 Гц. Поэтому для записи ЭЭГ, ЭКГ и других медленно меняющихся сигналов на магнитную ленту используются дополнительные устройства — модуляторы, а при их считывании — демодуляторы.

В устройствах регистрации подобных сигналов могут использоваться амплитудная, частотная, широтно-импульсная и другие виды модуляции в зависимости от конкретных задач и требований, предъявляемых к аппаратуре. Амплитудная модуляция используется сравнительно редко, так как при применении ее вносятся значительные искажения. Наиболее употребительна частотная модуляция, которая позволяет при сравнительно простом конструктивном исполнении получить высокое качество записи и воспроизведения ЭЭГ и ЭКГ. Задача

преобразования частотного спектра процесса, с тем чтобы можно было использовать затем магнитную регистрацию, может быть решена и с помощью частотно-импульсной модуляции.

Для уплотнения записи регистрируемых процессов в случае, если число процессов превышает число дорожек на магнитной ленте, используют метод частотного разделения каналов при воспроизведении их сигналов с одной дорожки магнитной ленты. Такая схема положена в основу двухканального магнитного регистратора для инфранизкочастотной физиологической информации на транзисторах [77]. Несущие частоты каналов составляют 2 и 5 кгц и находятся в зоне частотной характеристики обычного бытового магнитофона. Разработка и изготовление схем таких регистраторов с частотным разделением каналов, осуществляющих уплотненную запись на магнитную ленту низкочастотных физиологических сигналов, значительно упрощается при использовании операционных усилителей и интегральных схем [109].

3. **Трехмерные индикаторы информации,** получившие распространение в самое последнее время, позволяют индицировать данные в векторном виде в трехмерном пространстве. В ряде случаев подобная объемность представления информации является весьма полезной.

В периодической печати имеются работы, свидетельствующие об успешном применении и перспективности трехмерных индикаторов в медицине [117, 120]. Даже не всегда располагая при исследовании специальными трехмерными индикаторами, авторы, используя трехмерное отображение исследуемого параметра или процесса, справедливо подчеркивали информативность подобного способа изучения объектов наблюдения.

Описаны, в частности, методы трехмерного представления графической информации в электронных системах интенсивного наблюдения за тяжелобольными, на которых мы подробнее остановимся далее [117]. При исследовании тремора — этого подчас грозного патологического симптома, весьма желательно векторное представление информации. Действительно, при трехмерной регистрации движения можно найти некоторую основную ось, около которой тремор особенно ярко выражен. Тогда можно ответить на вопрос, в каком направлении тремор наибольший или наименьший. Кроме теоретического, такие эксперименты имеют практическое значение

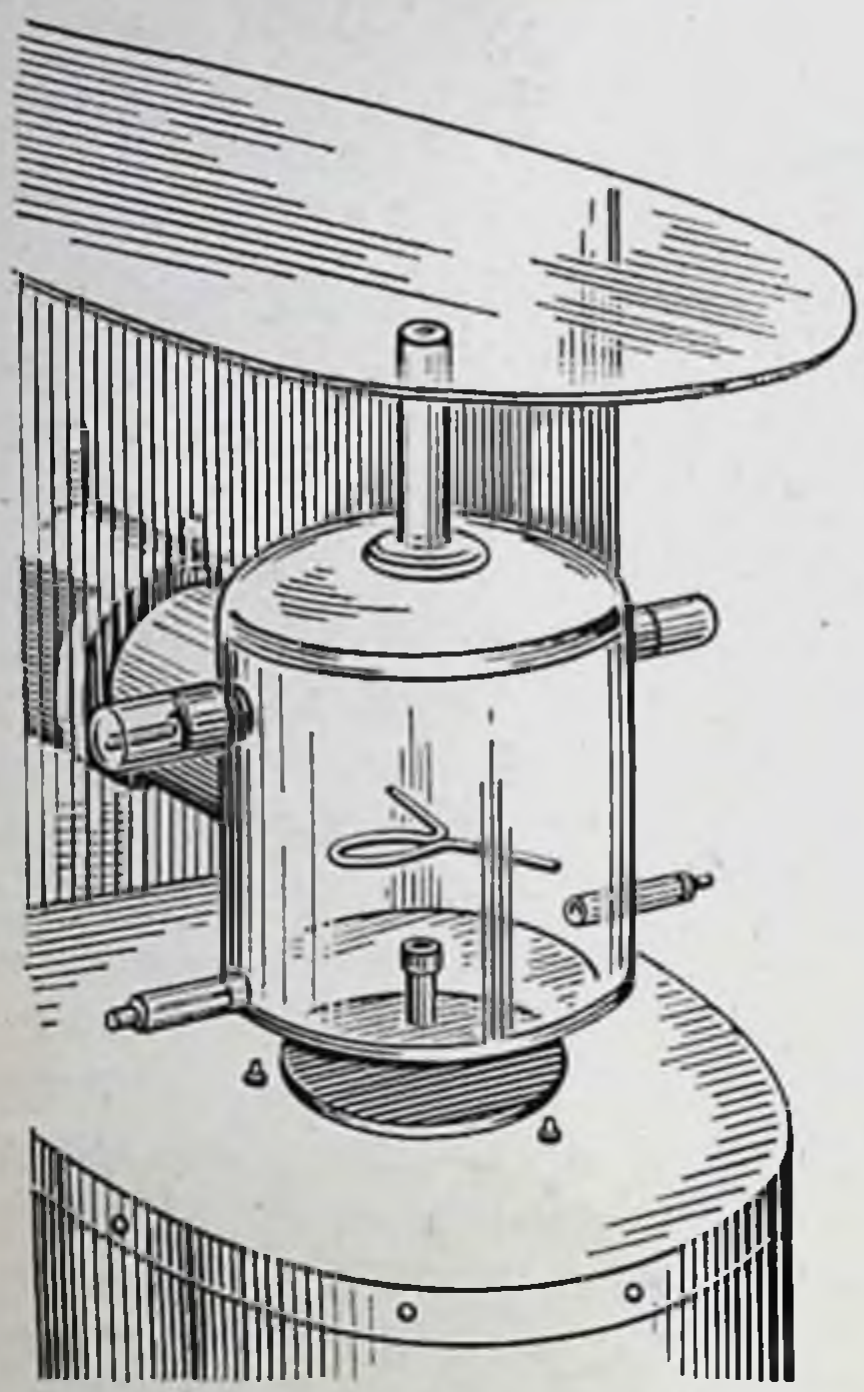


Рис. 22. Общий вид трехмерного регистратора (стереотрона).

для изучения профессиональной годности и в стрессовых тестах.

Разработан томосинтез — метод получения трехмерных рентгеновских изображений, и в настоящее время проводится его клиническая оценка.

Перспективным представляется использование трехмерных индикаторов в области изучения электрической активности сердца. Вектор напряженности электрического поля сердца, в зависимости от состояния сердечной деятельности, имеет различные длину и ориентацию по отношению к осям человеческого тела. Для анализа деятельности сердца применяются вектор-кардиографы, информация в которых представлена на плоскости, т. е. в двух координатах. Наличие трехмерного индикатора, позволяющего наблюдать движения вектора электрической активности сердца в трехмерном пространстве по всей видимости дает в руки врача дополнительную информацию о деятельности сердца. Интересным представляется применение трехмерных индикаторов и в ряде других областей медицины [120].

Известно несколько типов устройств, позволяющих представлять информацию в объемном виде. Наиболее перспективным среди них являются системы, использующие голографический метод и метод отображения информации с помощью специальных электронно-лучевых трубок (стереотронов) (рис. 22).

Принцип действия стереотрона заключается в следующем. Внутри колбы, из которой откачан воздух, помещается вращающийся люминофорный экран, на который направляется электронный луч. Экран вращается со скоростью 25 об/с, что, благодаря инерционности

зрения, делает его невидимым. Луч, управляемый соответствующей схемой, попадая на экран, высвечивает на нем заданную функцию в трех координатных осях.

Вследствие нестандартности и достаточной сложности стереотронов имеются многочисленные попытки формирования с помощью ЭВМ трехмерного изображения на экране обычного осциллографа. В основе одного из методов, который может использоваться для создания иллюзии объемного изображения, лежит возможность передачи третьего измерения модуляцией интенсивности свечения в каждой точке экрана.

В одной из подобных систем абсцисса и ордината поля изображения делятся на 512 частей, а яркость луча имеет девять дискретных уровней. Программа отображения данных в прямоугольной системе трех координат состоит из пяти частей: генерирование заданных точек; преобразование данных для получения изображения в необходимом ракурсе; создание перспективы; штрихование изображения для усиления иллюзии трехмерности; затемнение поверхностей, которые не видны в заданном ракурсе. Трехмерное отображение, полученное по такому методу, было использовано для представления формы левого желудочка сердца.

Использование трехмерных индикаторных устройств находится пока на начальной стадии, но представляется весьма перспективным при создании новых методов экспериментального и клинического исследования.

ГЛАВА 4. СИСТЕМЫ ДИСТАНЦИОННОЙ ПЕРЕДАЧИ МЕДИЦИНСКОЙ ИНФОРМАЦИИ

4—1. Общие замечания

Системы дистанционной передачи медицинской информации предназначены для трансляции тех или иных информативных биомедицинских данных с использованием промежуточного канала связи. Подобные системы могут использоваться: 1) для непосредственной передачи измеряемых сигналов и аналоговых результатов измерений (телеметрия); 2) для передачи документов, изображений, графиков, текста и т. д.; 3) для передачи алфавитно-цифровой дискретной информации.

Внедрение систем дистанционной передачи данных есть важнейший элемент создания и развития автоматизированных систем управления многопрофильными лечебными учреждениями, скорой медицинской помощью и т. д. в масштабах комплекса клиник, города, области, или края, республики и, наконец, страны в целом [103]. В современных условиях анализ данных медицинских клинических экспериментальных исследований требует высокого совершенства специалистов и техники. Специалисты высшей квалификации в области функциональной диагностики имеются далеко не во всех клинических учреждениях, тем более в больницах и поликлиниках. Комплексами сложной электронной аппаратуры, включающими ЭВМ, необходимыми для совершенной обработки результатов исследований, оснащены лишь некоторые институты и клиники в крупных городах. Поэтому полным объемом обработки данных исследований с получением квалифицированных заключений могут пользоваться на сегодня далеко не все врачи. Это снижает эффективность лечебно-профилактической помощи и каче-

ство научных исследований. Обеспечение специалистами самой высокой квалификации и дорогостоящими комплексами электронной медицинской аппаратуры всех учреждений здравоохранения представляется делом не только невозможным в обозримом будущем, но и нецелесообразным вовсе.

Наиболее рациональным способом повышения доступности современных методов обработки данных и качества их интерпретации является использование учреждений, располагающих специалистами соответствующей квалификации и необходимой техникой, в качестве центров, куда будет передаваться информация, получаемая в процессе исследований, по каналам связи. Первые успешные шаги в этом направлении сделаны, например, в плане машинной диагностики в медицине. Использование телетайпной связи позволяет связываться клиникам Ярославля, Хабаровска и других городов с диагностическим центром Института хирургии АМН СССР имени А. В. Вишневского, передавать симптоматику больного и получать в случае необходимости консультативную помощь и заключения ведущих специалистов.

Широкое внедрение вычислительных машин в медицинскую практику изменяет не только характер клинического исследования, но и также систему обслуживания пациента. Возможность обрабатывать физиологические сигналы в реальном масштабе времени повышает точность измерения, увеличивает число и диапазон тестов при обследовании больных. Однако оперативное применение ЭЦВМ требует достаточного развития и средств передачи информации от периферийных устройств, а также — при передаче аналоговых сигналов — использования преобразователей аналог — цифра.

Одной из важнейших конечных целей развития медицинской электроники является приближение квалифицированной и специализированной медицинской помощи к основной массе пациентов, находящихся не в стационаре, а на дому, или обращающихся в поликлиники. Больные, страдающие расстройством сердечного ритма, вынуждены периодически обращаться в амбулатории или проходить стационарное лечение, в процессе которого по данным ЭКГ и другим тестам оценивают эффективность лекарственной терапии или правильность работы водителей ритма. Передача ЭКГ по тому или иному каналу связи в специализированные центры функциональной

диагностики позволяет проводить оценку ЭКГ у больных с расстройством сердечного ритма на дому.

Внедрение средств передачи информации в ряде случаев позволяет получить принципиально новые медико-биологические данные, ранее недоступные для исследований. Появляется возможность исследования функционирования организма человека или поведения животных в условиях, максимально приближенных к естественным. Использование специальных устройств, осуществляющих трансляцию данных из полостей тела больного, позволяет измерять параметры жизнедеятельности человека, которые иным способом определить невозможно. В ряде случаев, например при оценке состояния людей в экстремальных условиях — космонавтов, аквалангистов-подводников и т. д., без применения систем дистанционной передачи данных многие медицинские исследования становятся практически нереализуемыми. Все сказанное обусловило широкое распространение в настоящее время разного рода систем передачи данных.

Любая система передачи данных должна обеспечивать необходимую степень точности трансляции в условиях воздействия различного рода шумовых помех, что достигается с помощью использования тех или иных подходящих методов передачи данных и соответствующим проектированием (выбором) технических средств реализации.

В состав любой системы передачи медицинских данных входят устройства на передающем конце системы, канал связи и аппаратура на приемной стороне. Устройства на передающем конце системы должны обеспечивать преобразование первичных сигналов в форму, наиболее удобную для передачи по данному каналу связи. Для многоканальных систем, где по одной линии связи транслируется несколько различных сигналов, эти устройства, кроме того, должны обеспечивать уплотнение информации, т. е. представление ее в форме, допускающей передачу результатов измерений нескольких параметров по одному каналу связи и образование затем сложного сигнала, несущего такую полную информацию. Аппаратура на приемной стороне должна осуществлять усиление, селекцию и различение сигналов, несущих информацию о результатах измерений (в многоканальных системах) и преобразование сигналов в форму, пригодную для работы устройств регистрации и отображения

информации. В качестве каналов связи используются, как правило, проводная связь и радиосвязь. Рассмотрим различные способы реализации систем дистанционной передачи данных, используемых в медико-биологических исследованиях.

4—2. Передача данных по проводным каналам связи

Проводные линии связи являются весьма удобным каналом передачи медицинской информации. Они не требуют дорогостоящего приемо-передающего оборудования, высококвалифицированного обслуживающего персонала, в малой степени подвержены влиянию внешних помех, обеспечивая высокоустойчивую связь.

Передача дискретной алфавитно-цифровой информации может производиться при этом с использованием стандартной аппаратуры (телеграфных аппаратов, телетайпов и т. п.).

Для передачи аналоговых сигналов функциональных исследований используют специальные линии многожильных экранированных кабелей или телефонную сеть. При этом нужно учитывать возможные потери полезной информации. Прежде всего следует принять во внимание уменьшение отношения сигнал — шум на выходе линии. Как показывает практика, снижение амплитуды передаваемых сигналов из-за наличия омического сопротивления проводной линии связи является ничтожно малой величиной, которую можно не принимать во внимание. Возможное увеличение шума за счет наводок в линии связи практически устраняется применением экранированных линий и дифференциальных входных каскадов усилителей аппаратуры на приемной стороне системы.

Потеря информации возможна и при наличии частотных искажений в линии связи. В случае применения проводных линий связи, состоящих из отдельных экранированных проводов, ограничение полосы пропускания в области высоких частот происходит за счет увеличения емкости, шунтирующей линию связи на этих частотах. Величина указанной емкости прямо пропорциональна длине линии связи и зависит от типа применяемого кабеля.

Так, например, в факультетской хирургической клинике I Московского медицинского института имени И. М. Сеченова для передачи биоэлектрических сигналов

использовался низкочастотный многожильный кабель, каждый провод которого имел отдельный экран. При исследовании полосы пропускания линии снижение амплитуды до уровня 0,67 от исходной величины наблюдалось лишь на частоте 6,5 кГц, что является вполне достаточным для неискаженной передачи практически любого биоэлектрического сигнала. Производилась запись сигнала ЭКГ и параметров внешнего дыхания у больных, находящихся в отделении интенсивной терапии, на многоканальном самописце, сопряженном со специализированной ЭЦВМ, располагающейся в отделении функциональной диагностики, на расстоянии 60 м. Ясно, что использование кабельных линий связи приобретает особый смысл для научно-практической работы именно в отделениях интенсивной терапии. Вот почему в современных проектах отделений интенсивной терапии подчеркивается необходимость продуманного в деталях плана прокладки кабельных линий связи.

Данные различных функциональных исследований могут успешно передаваться по обычному телефонному кабелю [45, 88, 92, 124, 150, 154, 214].

Для передачи биоэлектрических сигналов в пределах одного учреждения представляется возможным использовать существующую телефонную сеть внутренней автоматической телефонной станции (АТС), связывающей клиники, если таковая существует.

При этом целесообразны два варианта использования каналов телефонной сети:

— гальванически замкнутый телефонный канал связи;

— нормально действующая телефонная сеть.

Гальванически замкнутый телефонный канал связи реализуется путем непосредственного соединения на АТС двух пар телефонных проводов, связывающих телефонные аппараты, находящиеся в разных клиниках. Одновременно с гальваническим замыканием этих двух пар проводов осуществляется их полное отключение от коммутирующих устройств АТС. В результате два телефонных аппарата оказываются связанными симметричной, изолированной двухпроводной линией. По такой линии связи возможна непосредственная передача сигналов со спектром 0—300 Гц.

Такая система передачи (рис. 23) была реализована в I Московском медицинском институте имени И. М. Се-

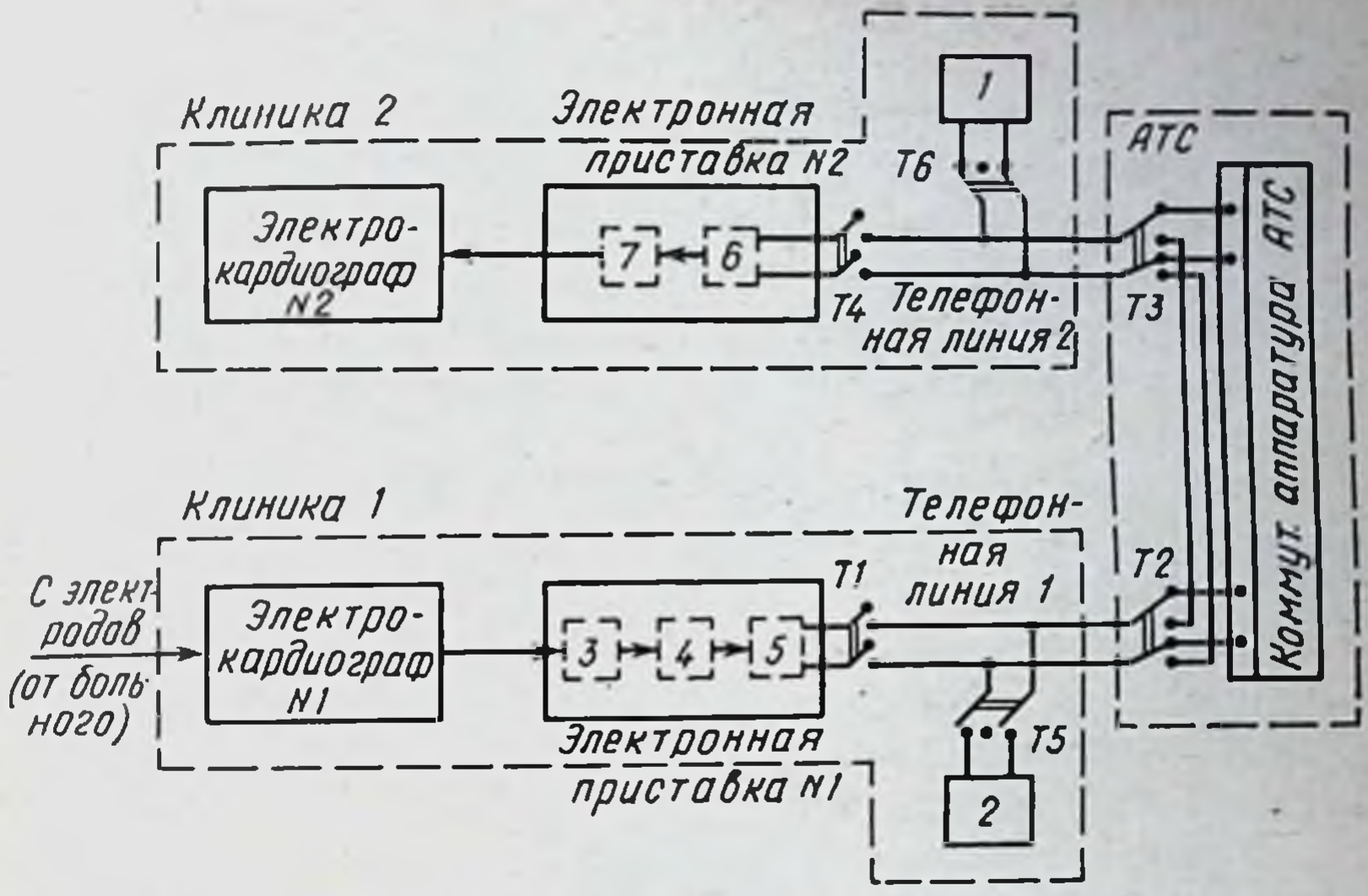


Рис. 23. Блок-схема передачи ЭКГ по гальванически замкнутой телефонной линии.

1, 2 — телефонные аппараты; *3* — согласующее устройство; *4* — блок усилителя постоянного тока (УПТ); *5* — выходной каскад; *6* — входной фильтр; *7* — выходной каскад УПТ; *T1—T6* — переключатели (тумблеры).

ченова. Использовались два стандартных телефонных аппарата.

На рис. 23 изображено исходное состояние тумблеров до передачи ЭКГ. Телефонные линии № 1 и 2, связывающие два телефонных аппарата *1* и *2*, соединяются с АТС через замкнутые контакты тумблеров *T2*, *T3*. В этом случае работа телефонных аппаратов *1* и *2* не нарушается.

На время передачи ЭКГ тумблеры *T2*, *T3* переключаются; при этом происходит полное отключение телефонных линий № 1 и 2 от АТС и их непосредственное гальваническое замыкание между собой. В этом случае из канала передачи исключаются коммутирующие устройства АТС — абонентские, групповые и линейные искатели со свойственными им помехами.

В представленной системе на время передачи ЭКГ в клинике включались тумблеры *T1* и *T4* и выключались тумблеры *T5* и *T6*. Одновременно дежурным телефонистом на АТС на время передачи переключались тумблеры *T2* и *T3*.

Сигналы ЭКГ с электрокардиографа № 1 подавались на электронную приставку № 1, состоящую из входного

согласующего устройства *3*, высококачественного усилителя постоянного тока *4* и выходного каскада *5*.

С выхода электронной приставки № 1 сигналы ЭКГ через замкнутые контакты тумблера *T1*, телефонную линию № 1, замкнутые контакты тумблеров *T2* и *T3*, телефонную линию № 2 и замкнутые контакты тумблера *T4* подавались на вход электронной приставки № 2, состоящей из входного фильтра *6* и усилителя постоянного тока *7*.

С выхода усилителя электронной приставки № 2 сигналы ЭКГ поступали на вход электрокардиографа № 2. Оценку качества передачи осуществляли путем визуального сличения специалистами по функциональной диагностике двух электрокардиограмм — исходной и переданной по телефонной линии. С помощью описанной системы была осуществлена передача ЭКГ между территориально разнесенными клиниками. Помех во время передачи практически не наблюдалось. Достоверность передачи определялась лишь параметрами электронных приставок № 1 и 2, т. е. их частотными, фазовыми и амплитудными характеристиками. Использование в электронных приставках интегральных микросхем позволило получить достаточно компактное устройство, обеспечивающее необходимую точность трансляции.

Во втором варианте использования телефонной связи возможно применение действующего канала без нарушения его нормальной работы.

Известно, что в действующей телефонной сети в целях развязки коммутирующих устройств в абонентских, групповых и линейных искателях используются разделительные емкостные фильтры, исключающие возможность передачи спектра электрических сигналов с низкочастотными составляющими, близкими к нулевой частоте (постоянного тока).

В целях передачи спектра требуемых электрических сигналов с полосой 0÷300 Гц и сохранения возможности ведения телефонного разговора во время передачи необходимо осуществить трансформацию спектра передаваемых сигналов в область частот, лежащих за звуковым спектром. Для этого на передающей стороне с помощью передаваемого низкочастотного процесса осуществляют модуляцию достаточно высокочастотного сигнала, вследствие чего характер электрических колебаний этой высокой (несущей) частоты будет изменяться в соответствии

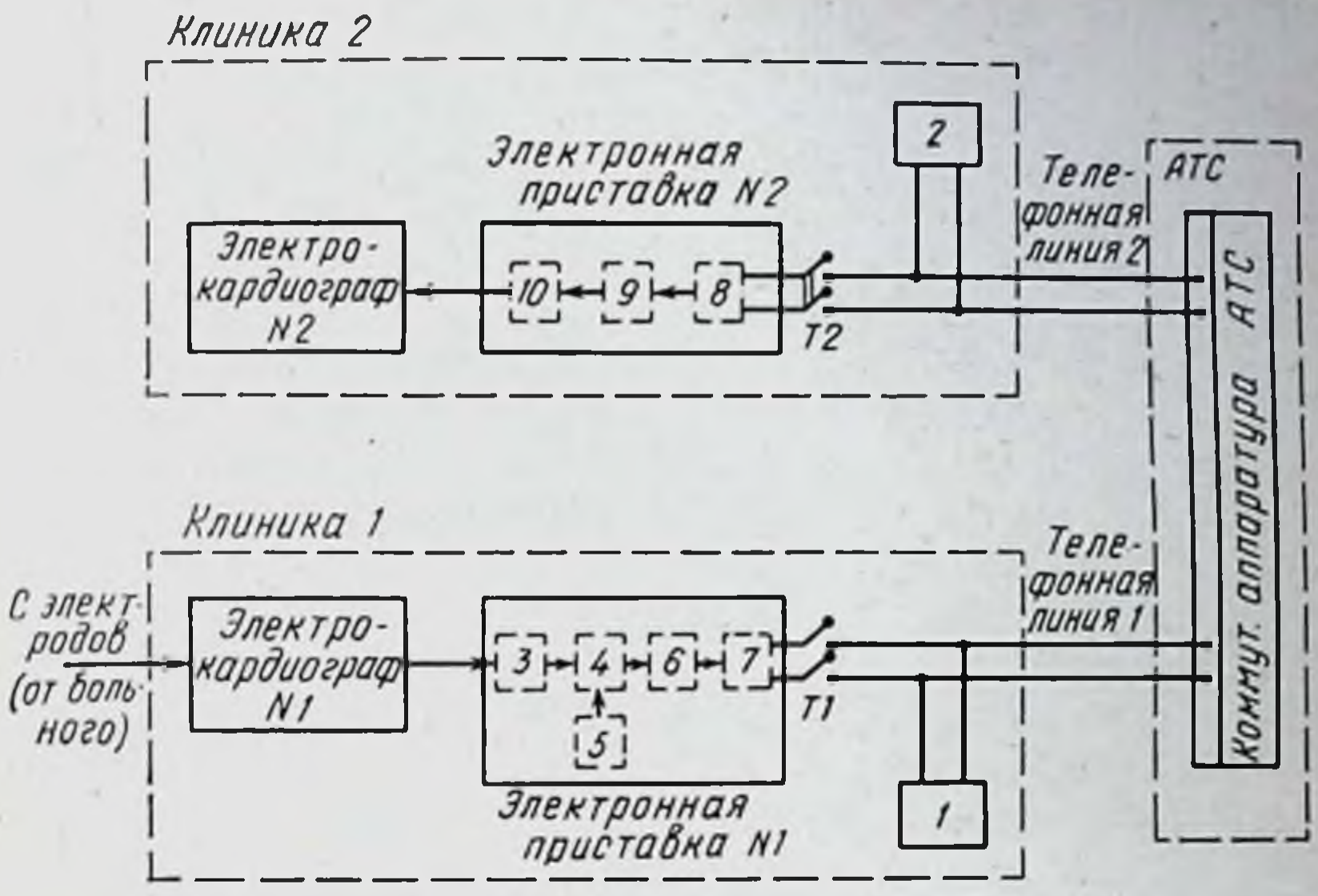


Рис. 24. Блок-схема передачи ЭКГ по обычной телефонной линии с использованием несущей частоты.

1, *2* — телефонные аппараты; *3* — согласующее устройство; *4* — амплитудный модулятор несущей частоты; *5* — генератор несущей частоты; *6* — резонансный усилитель; *7* — выходной каскад; *8* — входной фильтр; *9* — резонансный узкополосный усилитель; *10* — амплитудный детектор; *T1*, *T2* — переключатели (тумблеры).

с передаваемыми колебаниями низкой (модулирующей) частоты. На приемном конце обратный процесс (демодуляция) позволяет выделить передаваемые низкочастотные сигналы из модулированных колебаний. На практике возможно использование модуляции различных типов, когда при изменении модулирующего сигнала меняется амплитуда несущей (амплитудная модуляция), ее фаза (фазовая) или частота (частотная). На рис. 24 представлена структурная схема передачи ЭКГ по телефонному каналу с использованием амплитудной модуляции несущей частоты 20 кГц.

В этой системе передачи телефонные линии № 1 и № 2 подключены постоянно к АТС, а телефонные аппараты *1* и *2* к телефонным линиям и используются по прямому назначению. Так же как и в предыдущем варианте, в процессе записи ЭКГ на кардиографе № 1 параллельно снимался сигнал для передачи по телефонной линии. Сигналы ЭКГ подавались на вход электронной приставки № 1, состоящей из согласующего устройства *3*, ам-

плитудного модулятора несущей *4*, опорного генератора несущей *5*, резонансного усилителя *6*, настроенного на несущую частоту, и выходного каскада *7*.

В момент передачи тумблеры *T1* и *T2* замкнуты. При этом сигнал несущей частоты, промодулированный полезным сигналом, подается в телефонную линию № 1. Через устройства автоматической телефонной станции телефонная линия № 1 соединяется с телефонной линией № 2 и модулированный сигнал поступает на вход электронной приставки № 2. Здесь модулированный сигнал фильтруется фильтром *8*, усиливается усилителем *9* и подвергается детектированию (демодуляции) с помощью амплитудного детектора *10*.

Выделенный в результате амплитудного детектирования полезный (первичный) сигнал подается на вход электрокардиографа № 2.

В рассматриваемой системе процедура вхождения в связь для передачи сигнала ЭКГ достаточно проста. Для этого на телефонном аппарате *1* набирается номер телефона *2*. После вхождения в связь включаются тумблеры *T1* и *T2* и начинается передача ЭКГ. Одновременно, используя эти же телефонные аппараты, может вестись двусторонний телефонный разговор, комментирующий передачу. Так как передача сигналов ЭКГ ведется на несущей частоте 20 кГц, а переговоры — в диапазоне звукового спектра на частотах 50—4000 Гц, взаимное влияние двух передач по одному и тому же каналу исключено.

Данная система была реализована в клинике нервных болезней I Московского медицинского института имени И. М. Сеченова с целью передачи ЭКГ в кардиологическое отделение факультетской терапевтической клиники для квалифицированного заключения. В процессе экспериментирования с данной системой использовались три вида передачи: передача ЭКГ через местную АТС; передача через городскую АТС; передача через местную АТС с одновременным ведением телефонных разговоров.

Типичные результаты передач приведены на рис. 25. Помехи, мешающие ведению передачи при использовании гальванически замкнутой телефонной линии (рис. 25, *б*) и местной АТС (рис. 25, *в*), практически не наблюдались. При передаче через городскую АТС (рис. 25, *в*) на некоторых циклах ЭКГ были зафиксиро-

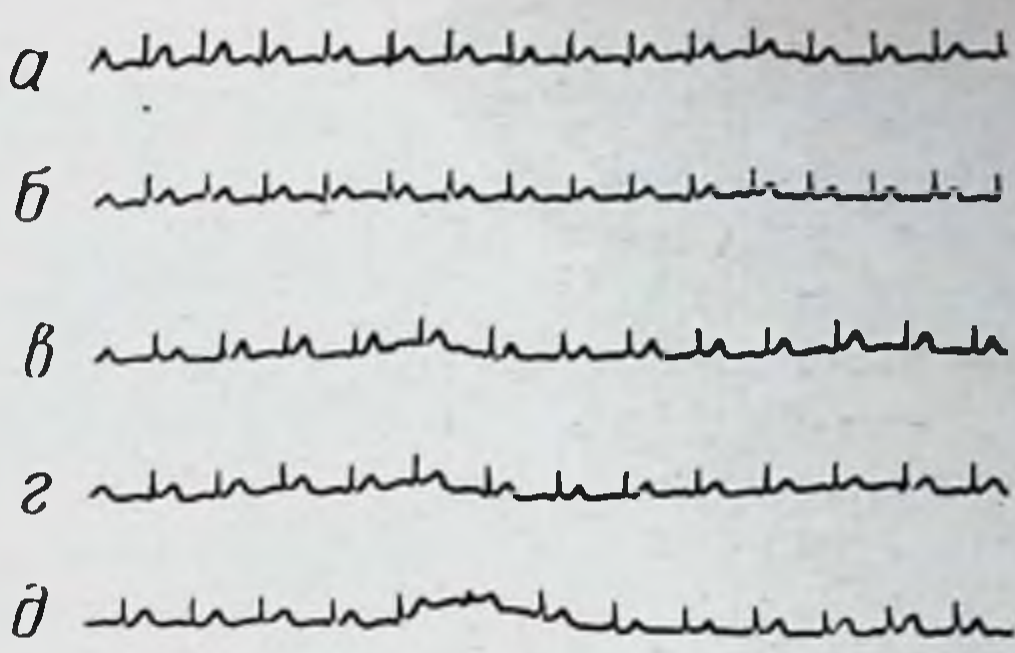


Рис. 25. Примеры передачи ЭКГ.

Сравнение исходных *(а)* и переданных *(б—д)* ЭКГ. *б* — передача по гальванически замкнутой телефонной линии; *в* — передача через местную АТС; *г* — передача через городскую АТС; *д* — передача через местную АТС с одновременным телефонным разговором.

ваны помехи, по уровню значительно более слабые, чем сигналы ЭКГ. Эти помехи не носили синхронный характер. Телефонный разговор на передачу сигналов практически не оказывает какого-либо дополнительного влияния (рис. 25, *д*).

Достоверность передачи сигналов, как и в предыдущем варианте системы, в значительной степени определяется параметрами электронных приставок № 1 и 2.

Таким образом, существующая телефонная сеть позволяет осуществить передачу ЭКГ. При этом гальванически замкнутая линия обеспечивает надежную, независящую от работы АТС, достоверную передачу, требуя, однако, наличия на АТС ручных переключателей и закрепления для передачи определенных номеров телефонов (телефонных линий), что, естественно, сужает круг абонентов и создает некоторые неудобства.

Второй вариант применения телефонной сети использует работу АТС и, следовательно, надежность функционирования системы передачи ставится в зависимость от работы АТС. Кроме того, в линии передачи возможны помехи от работающих коммутирующих устройств АТС. Правда, эти помехи не синхронизированы с полезным сигналом и при расшифровке, по всей видимости, могут быть исключены.

В ряде случаев появляется необходимость в использовании многоканальной системы, например для одновременной передачи по одной проводной линии связи сиг-

налов ЭКГ, ЭЭГ, артериального давления, пневмотахограммы и т. д. Известны многочисленные примеры реализации подобных систем.

В одной трехканальной системе с использованием частотной модуляции [183, 184] полоса пропускания линии связи ограничивается частотой 2100 Гц. Модулятором для каждого канала является мультивибратор-генератор прямоугольных импульсов — управляемый напряжением. Физиологический сигнал через усилитель постоянного тока подается на мультивибратор, изменяя частоту генерации. Частота несущих составляет 1250, 1625 и 2000 Гц при девиации частоты ± 100 Гц [183].

В другой трехканальной системе передачи физиологических сигналов по телефонной линии связи частоты несущих составляли 1070, 1470 и 1870 Гц при девиации частоты ± 60 Гц. Максимальная величина входного сигнала ± 400 мВ. При выходе девиации частоты за пределы полосы ±60÷100 Гц сигнал существенно искажается фильтрами на приемном конце. Поэтому каждый модулятор имеет измеритель частоты для обеспечения сохранения сигнала внутри заранее определенного диапазона. В каждом канале имеется выход на осциллограф для визуального контроля амплитуды и уровня постоянной составляющей входных аналоговых сигналов и триггерная схема для генерации специального импульса, если уровень сигнала приближается к предельно допустимому. Вся аппаратура трехканальной системы передачи данных вместе с осциллографом, схемами контроля, а также устройствами выдачи сигнала на цифровую систему отображения размещается на каталке и может быть подключена к любому удобному телефонному вводу, размещенному, например, в операционной или в палате интенсивного наблюдения. Входное сопротивление усилителя постоянного тока каждого из каналов составляет 10 кОм, выходное сопротивление смесителя каналов (уплотнителя информации), который присоединяется к телефонной сети — 600 Ом. В точке приема имеется три узкополосных фильтра для выделения сигналов по каждому из каналов. Ширина полосы пропускания каждого фильтра достаточна для прохождения соответствующей несущей при ее максимальной девиации. Модулированные несущие после разделения в каждом канале усиливаются, а затем демодулируются. Коэффициенты усиления аппаратуры на передающем и приемном концах

отрегулированы таким образом, чтобы общий коэффициент усиления каждого канала составлял единицу. Связь между операторами, необходимая для эффективной работы такой системы в условиях клиники, обеспечивается либо с помощью второй телефонной линии, либо, когда имеется только одна, переключением в случае необходимости с режима трансляции данных на режим трансляции речи операторов. В момент перехода с режима «речь» в режим «передача данных», когда такое переключение осуществляется на приемной стороне, предусмотрена подача звукового сигнала оператору на передающем конце, по которому он и начинает трансляцию данных. По этому же дополнительному каналу, работающему на частоте 420 Гц, оператор из пункта приема подает специальный сигнал оператору на передающей стороне в случае искажения данных при передаче. Этот канал может использоваться также для калибровки и проверки линейности каждого канала или для выполнения различных вспомогательных операций (управление надувными манжетами при измерении давления и т. п.).

При испытании системы было обнаружено, что относительная разность амплитуд и временных интервалов переданной и принятой ЭКГ составляла ±2% при средней ошибке ±0,75%. При передаче сигнала артериального давления коэффициент усиления и дрейф постоянной составляющей канала связи изменялся в течение 3 ч не более чем на 1%. Анализ качества передачи плетизмограмм осуществлялся с помощью двух последовательных пятиминутных записей соответствующих кривых с их последующей обработкой. При этом величина кровотока, составляющего по измерениям на передающей стороне соответственно 2,57±0,19 и 1,84±0,21 мл на 100 мл объема ткани в минуту, сопоставлялась с аналогичными величинами, определенными с помощью ЭВМ по принятым плетизмограммам и составлявшими 2,55±0,28 и 1,82± ±0,2 мл на 100 мл объема ткани в минуту.

В системах массового обследования пациентов, при оперативном анализе ЭКГ, контроле работы водителей ритма сердечных сокращений, а также в случае кратковременных проверок стабильности их частоты получили распространение системы передачи ЭКГ по телефону. Для этого разработаны устройства, позволяющие неподготовленному человеку, например самому пациенту, передавать ЭКГ в центр обработки информации. В одной

из подобных систем [154] сигнал подается на телефон через акустическую связь с микрофоном стандартной телефонной трубки. Подобная связь осуществляется с помощью небольшого датчика с колпачком из пористой резины для устранения побочных шумов, который крепится над микрофоном телефонной трубки эластичной лентой. Трансляция данных может осуществляться даже из сильно зашумленного помещения.

Для съема ЭКГ используют сухие электроды без проводящей пасты. Один электрод служит в качестве источника опорного сигнала, а второй имеет емкостную связь с высокоимпедансным входом усилителя передающего устройства. Емкостная связь предотвращает появление внешних статических полей на входе усилителя и соответственно дрейф базовой линии от насыщения входных каскадов передатчика. Кроме того, в такой схеме не происходит поляризация электродов. В качестве модулирующего элемента используют мультивибратор на интегральных элементах, управляемый напряжением с выхода усилителя. Частота мультивибратора в зависимости от модулирующего напряжения меняется в пределах 980±262 Гц. Линейность преобразования при этом достаточно высокая (ошибка не более 1,5%). В качестве приемника используется стандартная одноканальная система обработки данных [153]. Для питания передающего устройства используются ртутные источники, обеспечивающие около 200 ч непрерывной работы.

Телефонный канал успешно использовался и при передаче информации о параметрах внешнего дыхания человека (спирограмм) [92]. В рассматриваемой системе спирограммы предварительно записывались в виде частотно-модулированных колебаний на магнитную ленту. Для оценки качества передачи сигналов по телефонному каналу была отобрана 181 спирограмма. Передача проводилась по обычным телефонным каналам. В центре обработки сигналы записывались в аналоговой форме на магнитную ленту и затем передавались на устройства связи с ЭЦВМ, где производилась фильтрация сигналов (полоса пропускания 0—40 Гц) и их преобразование в цифровую форму со скоростью 200 знаков в секунду. Была проведена обработка результатов измерений для определения погрешностей и оценки воспроизводимости сигналов. При определении жизненной емкости легких и вдыхаемого объема ошибка измерений при передаче

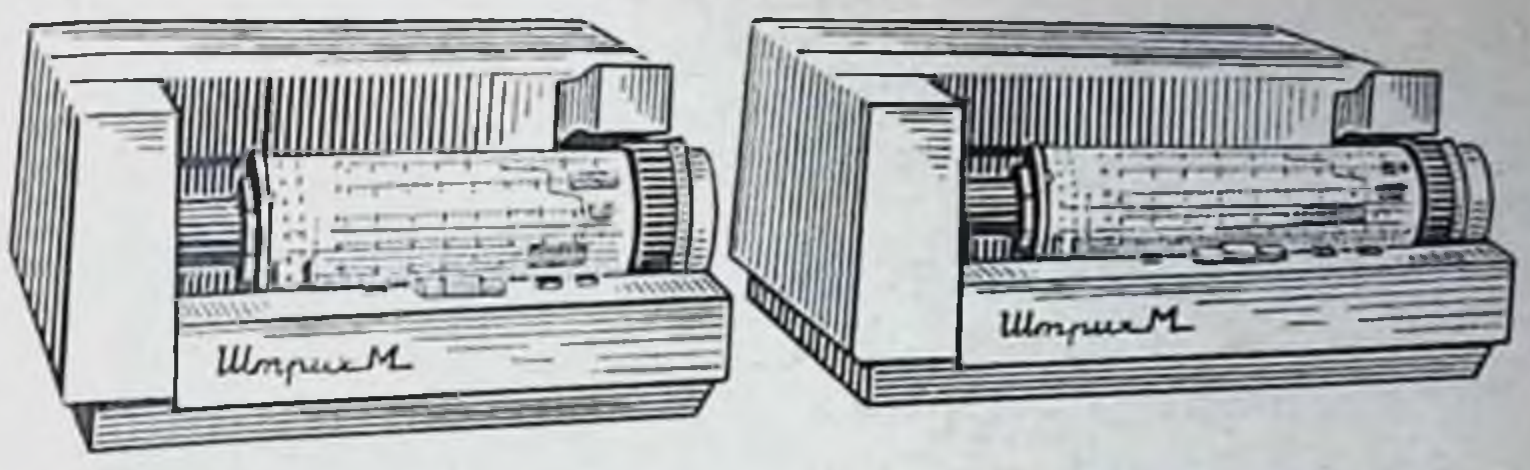


Рис. 26. Аппараты факсимильной связи «Штрих М» для передачи графической и текстовой информации по телефонному каналу.

раза по сравнению с величинами ошибок, полученных при обработке спирограмм на месте. При передаче спирограмм по местным АТС ошибка увеличивалась в меньшей степени (на 50—80%). Тем не менее оценка ошибок, вносимых различной аппаратурой показала, что в целом эти ошибки не выходят за допустимые пределы, принятые в клинической практике.

Телефонная сеть может обеспечивать связь медицинских учреждений с вычислительными центрами, в том числе и неспециализированными. Ввод информации в систему при этом производится оператором в клинике или исследователем учреждения с помощью обычного наборного диска телефонного аппарата или использованием специальной портативной приставки с кнопочным устройством. Результаты расчета передаются оператору в виде обычного речевого ответа, осуществляемого работниками, обслуживающими ЭЦВМ. Подобные системы достаточно широко используются в США. В частности, применение телефонной связи с ЭЦВМ в трех различных медицинских программах — снабжение информацией о лекарствах, вычисление дозы при терапии жидкостями, диагностика — описано в [92]. По всей видимости работы по использованию телефонной сети как средства передачи данных в ЭЦВМ и обратно будут в ближайшем будущем развиваться весьма интенсивно.

Современная техника позволяет передавать медицинскую информацию в виде графических и текстовых материалов по стандартным телефонным каналам с помощью аппаратов факсимильной связи. Отечественные приемопередающие факсимильные аппараты «Штрих М» (рис. 26) предназначены для передачи графических и текстовых материалов по двухпроводной цепи или линии

городской телефонной сети. В факсимильном аппарате предусмотрена возможность подключения телефонного аппарата к той же линии для поочередной передачи информации.

Передаваемый бланк размером не более 210×297 мм с штриховой документацией может быть выполнен черным, красным, фиолетовым или зеленым цветом и не должен содержать полутоновых участков. Одноцветное воспроизведение изображения осуществляется электромагнитным устройством (рекордером) чернилами для авторучек на писчую бумагу. В зависимости от режима работы один и тот же аппарат может работать или передатчиком или приемником.

На приемном и передающем аппаратах производится построчная развертка изображения передаваемого бланка, укрепленного на специальном барабане, совершающем вращательное и поступательное (подача) движение. На передающем устройстве каждая строка последовательно «осматривается» фотоэлементом, при этом формируются электрические сигналы, соответствующие светлым или темным участкам. Приемный аппарат, принимая эти сигналы, с помощью рекордера воспроизводит их на соответствующих участках принимаемого изображения.

Для уменьшения искажения сигналов их передача по каналу связи производится с частотной модуляцией, при этом светлые участки передаются сигналами одной, а темные — другой частоты.

Для передачи изображения без геометрических искажений необходимо, чтобы скорости развертки приемного и передающего аппаратов были равны, и моменты начала разверток совпадали. Это достигается применением для вращения барабанов синхронных гистерезисных двигателей, скорость которых зависит только от частоты питающего напряжения, а также использованием специальных фазирующих схем.

Аппараты факсимильной связи «Штрих М» успешно используются в I Московском медицинском институте имени И. М. Сеченова для передачи данных лабораторных автоанализаторов по жестко коммутируемым телефонным линиям между зданиями клиник.

Удобство эксплуатации, достаточная надежность, низкая стоимость используемой вспомогательной аппаратуры, широкое развитие телефонной сети позволяют наде-

яться на дальнейшее расширение использования телефонной связи при оперативной передаче медицинской информации.

4—3. Передача информации по беспроводным каналам связи

Перспективность беспроводных систем передачи медицинской информации разного вида стимулировала быструю разработку многочисленных систем подобного типа. При этом наибольший интерес представляют системы, предназначенные для телеизмерений различных физиологических параметров или, иными словами, для задач медико-биологической телеметрии.

В конце 50-х, начале 60-х годов, когда появились первые миниатюрные радиопередатчики медицинской информации на транзисторах, работы в этой области в основном ограничивались констатацией самого факта передачи медицинской или биологической информации на расстояние и описанием конструкции передатчика, размещаемого на объекте. Методические вопросы применения телеметрических беспроводных систем в клинических и экспериментальных исследованиях — помехозащищенность и надежность телеметрических систем с использованием радиоволн, ультразвуковых колебаний и т. д., в конкретных условиях телеметрической передачи данных — не рассматривались.

В настоящее время уже можно сформулировать некоторые общие положения, связанные с особенностями проектирования и использования медицинских телеметрических беспроводных систем, в частности систем радиотелеметрии, как получивших преобладающее развитие.

1. Биотелеметрические системы используются в физиологии (в основном физиология труда и спорта), при анализе состояния людей в экстремальных условиях (космонавтов, аквалангистов-подводников и т. д.), для контроля различных физиологических функций у больных, в экологии (наблюдение за дикими животными в условиях естественного обитания) и др. В этой связи особо жесткие требования предъявляются к передающему устройству (прибору пациента), которое должно минимально влиять на деятельность объекта, т. е. масса и габариты этого устройства должны быть очень малы-

ми (не более 2—3% массы и объема объекта). Поэтому наибольшее внимание при разработке биомедицинских телеметрических систем уделяется параметрам и конструкциям передающих устройств. Кроме отмеченного требования минимума массы и объема передатчика, он должен отвечать еще целому ряду условий: не нуждаться в подстройке в процессе работы, иметь защиту от повреждений жидкостями тела, обеспечивать максимальный срок службы, потреблять малую мощность и т. д.

2. При трансляции биоэлектрических сигналов (биопотенциалов), поскольку большинство таких сигналов имеет небольшую амплитуду, недостаточную для непосредственной модуляции передатчика, при разработке биотелеметрических устройств возникает проблема усиления измеряемых сигналов. Она осложняется тем, что внутреннее сопротивление многих источников биоэлектрических сигналов, как правило, весьма велико (не менее нескольких тысяч ом). Поскольку входное сопротивление усилителя должно быть существенно выше, это длительное время весьма затрудняло создание усилителей биопотенциалов на транзисторах. При разработке усилителей биопотенциалов необходимо также добиться линейной частотной характеристики в полосе от 0,01 до нескольких сот герц. Кроме того, при передаче столь слабых сигналов, какими являются биопотенциалы, существенную роль играет защита системы от помех, в особенности от помех, создаваемых сетью переменного тока.

3. Целесообразно подразделять беспроводные (радио) телеметрические системы на системы малого и большого радиуса действия, одно- и многоканальные. К биотелеметрическим системам малого радиуса действия относят системы с радиусом действия до 10—20 м. Они предназначены для передачи информации от объекта, перемещение которого ограничено помещением или другими условиями исследования. Биотелеметрические системы большого радиуса действия — от десятков и сотен метров до многих километров — предназначены для передачи информации, например, при исследованиях физиологии спорта, для передачи информации о больном в центр обработки, для слежения за перемещениями диких животных и птиц и т. д. Для обеспечения соответствующего радиуса действия эти системы

должны излучать значительную мощность, и поэтому они труднее поддаются микроминиатюризации.

Одноканальные системы большого радиуса действия — до нескольких километров — широко используются в экологии для прослеживания миграций диких животных и птиц в естественных условиях. В физиологических исследованиях широко применяются как одно-, так и многоканальные системы различного радиуса действия. Так, например, для передачи физиологической информации от космонавта используются многоканальные телеметрические системы, работающие в ближней зоне — радиус действия передатчика несколько метров, а затем проводится ретрансляция этих сигналов по каналу связи с Землей. В исследованиях физиологии спорта зачастую используются одноканальные телеметрические системы большого радиуса действия — до нескольких сот метров, например для передачи ЭКГ спортсмена — легкоатлета или пловца.

В медицине многоканальные телеметрические системы с радиусом действия несколько километров применяются для экстренной передачи информации от больного в центр при доставке на скорой помощи. Одноканальные передатчики с радиусом действия в несколько десятков сантиметров широко используются в медицине для передачи информации из полостей тела больного. В клинических исследованиях для постоянного контроля общего состояния больных в операционных и отделениях интенсивной терапии применяются одно- и многоканальные телеметрические системы с радиусом действия до двадцати метров.

4. Требования к различным элементам системы телеизмерений весьма противоречивы, что затрудняет создание современных микроминиатюрных телеметрических устройств для медицинских исследований. Такими противоречивыми требованиями являются, например, достижение минимальной массы и габаритов передающего устройства при максимальном сроке службы и максимальном радиусе действия; увеличение числа каналов передачи информации в системе и уменьшение полосы частот приемника для повышения помехозащищенности системы. Требование миниатюрности передающего устройства, например, приводит к необходимости уменьшения размеров передающей антенны, а это значительно снижает эффективность и, следовательно, излучаемую

передатчиком мощность и радиус действия всей системы, и т. д.

При изучении возможностей применения телеметрии в медицине целесообразно критически рассмотреть те достижения и недостатки, которые существуют в настоящее время в области разработки биотелеметрических систем, начиная с наиболее простых — одноканальных и кончая наиболее современными микроминиатюрными многоканальными системами, в которых используются последние достижения электроники — интегральные полупроводниковые схемы — и теоретической радиотехники — наиболее оптимальные и помехоустойчивые виды модуляции сигнала. Последующие два раздела и будут посвящены краткому рассмотрению разновидностей существующих систем медицинской беспроводной телеметрии, в основном радиотелеметрии, причем главное внимание обращается на особенности построения передающих устройств.

4—4. Одноканальные телеметрические системы

Со времени появления первых одноканальных передатчиков медицинской информации в начале 50-х годов с массой до нескольких сот граммов, пройден большой путь. Созданные сейчас одноканальные передатчики, использующие бескорпусные транзисторы и интегральные схемы, имеют существенно меньшую массу, габариты и потребляемую мощность.

Такие устройства состоят, как правило, из датчика исследуемого сигнала, усилителя, модулятора и высокочастотного генератора. Иногда для увеличения радиуса действия системы в передающее устройство вводится выходной усилитель мощности.

Простейшими передающими устройствами, используемыми в одноканальных телеметрических системах, являются эндорадиозонды (ЭРЗ) — миниатюрные передатчики, применяемые для передачи информации из закрытых полостей или мало доступных частей организма человека. ЭРЗ были разработаны для передачи информации в тех случаях, когда невозможно или нежелательно соединять проводами чувствительные элементы с записывающим устройством. Они открыли новые пути физиологических и диагностических исследований. Передача информации по радиоканалу с помощью ЭРЗ

осуществляется на расстоянии менее одного метра между передающими и приемными устройствами. Тем не менее использование радиоканала связи в этом случае — единственно удобный способ передачи информации. За сравнительно короткий период развития этой отрасли биотелеметрии (первые сообщения появились в 1957 г. [131]) достигнут прогресс. В настоящее время выпускаются промышленные образцы ЭРЗ.

Рассмотрим идею построения типичного эндорадиозонда, используемого для измерения давления. В качестве передающего устройства используется транзисторный генератор достаточно высокочастотных синусоидальных колебаний. Основной частью схемы является резонансный контур, содержащий конденсатор и катушку индуктивности. Источником питания, поддерживающим эти колебания, служит миниатюрная электрическая батарея. Если вблизи катушки поместить кусочек магнитного материала, прикрепив его к подвижной диафрагме ЭРЗ, то изменение давления на эту диафрагму будет вызывать движение магнитика относительно катушки. При этом частота генерации будет изменяться. Таким образом, эта схема может рассматриваться как частотно-модулированный радиопередатчик, чувствительный к изменению давления. Подобные передатчики могут использоваться для передачи давления внутри желудочно-кишечного тракта, мочевого пузыря, матки во время родов и т. д.

Использование именно частотной модуляции в данном случае носит принципиальный характер. В самом деле, если используется амплитудная модуляция, то физиологическая переменная изменяет амплитуду выходного сигнала передатчика. Однако движение передатчика в различной среде с той или иной степенью поглощения радиоволн, изменение ориентации ЭРЗ относительно приемной антенны также неизбежно вызывает изменение амплитуды принимаемого сигнала. При этом нельзя определить, вызвано ли мгновенное возрастание интенсивности принимаемого сигнала изменением физиологической переменной или изменением положения передатчика. В отличие от амплитудно-модулированного частотно-модулированный сигнал не зависит от изменения затухания радиоволн и ориентации передатчика. В принципе в ЭРЗ могут использоваться и другие виды модуляции, связанные с частотной. Простое изменение

режима работы транзистора в рассмотренной выше схеме может привести к тому, что выходной сигнал передатчика будет представлять собой серию импульсов с высокочастотным заполнением, где, как и ранее, частота заполнения определяется величиной модулирующего сигнала (давления).

Если в этой схеме используется германиевый транзистор, параметры которого чувствительны к изменениям температуры, она может быть использована для одновременной трансляции значений температуры и давления. При этом частота повторения импульсных сигналов определяется температурой среды, в которой находится эндорадиозонд, а частота синусоидального заполнения импульсов — давлением. Аналогичные передатчики могут использоваться для измерения активности ферментов во время акта пищеварения, измерения кислотности или щелочности среды (определение концентрации ионов водорода — pH-метрия) и т. п.

Основные технические требования, предъявляемые к ЭРЗ, можно сформулировать следующим образом:

1. Микроминиатюризация: объем ЭРЗ не должен превышать объема пилюли с лекарством. Это определяет сложность конструкции даже наиболее простых ЭРЗ.

2. Герметизация передатчика, поскольку он должен работать в агрессивной среде (желудочный сок).

3. Срок службы передатчиков ЭРЗ ограничивается, как правило, двумя — тремя сутками.

4. Радиус действия передатчика — несколько десятков сантиметров.

5. Передатчик должен обеспечить линейность преобразования (модуляции) и стабильность несущей частоты, поскольку параметры, передаваемые с помощью ЭРЗ (pH, давление, температура внутри желудочно-кишечного тракта), являются существенно низкочастотными — до 0,01 Гц, что затрудняет выбор оптимальной модуляции, обеспечивающей необходимую точность передачи.

На первом этапе разработки ЭРЗ использовались так называемые «пассивные» эндорадиозонды, не имеющие собственного источника питания. Примером пассивного ЭРЗ может служить настроенный колебательный контур. Передавать с помощью такого ЭРЗ можно любые величины, так или иначе влияющие на параметры резонансного контура, а значит, и на параметры высо-

кочастотных электрических колебаний, возбуждаемых во внешней цепи (приемной части) системы. Возможны и иные способы построения пассивных ЭРЗ. Так, например, схема, состоящая из катушки индуктивности с подвижным сердечником и туннельного диода — одной из разновидностей полупроводниковых диодов, помещенная во внешнее импульсное электрическое поле, начинает сама генерировать импульсные сигналы. При этом на каждый внешний импульс приходится пара генерируемых, интервал между которыми зависит от перемещения сердечника, т. е. в конечном итоге от величины измеряемого параметра (давления). Указанный интервал замеряется с помощью специальной схемы на приемной стороне.

Известен также ЭРЗ для измерения температуры [157], где для питания зонда использовались импульсные сигналы, причем измерялись интервалы времени между питающим и ответным (ретранслируемым) импульсом ЭРЗ.

При использовании «пассивных» ЭРЗ приходится подвергать организм облучению электромагнитной энергией; однако мощности, достаточные для питания ЭРЗ, малы и, как правило, не вызывают изменений в организме. Большим преимуществом пассивных систем является простота конструкции зондов, а также практически бесконечный срок службы и возможность многократного использования. Существенным недостатком подобных ЭРЗ является сильная зависимость связи между питающей и приемной частями (антеннами) от их взаимной ориентации. Для надежной работы с такими системами необходимо использовать ориентированные антенны с тремя взаимно перпендикулярно расположенными элементами.

«Активный» ЭРЗ, т. е. имеющий собственный источник питания, состоит из датчика, модулятора, генератора несущей частоты, передающей антенны и источника питания.

Передача информации с помощью активных ЭРЗ проводится на частотах в диапазоне 100 кГц — 10 МГц. Частоты ниже 100 кГц не используются, так как возрастают размеры колебательного контура, а вместе с ним и передатчика. Затухание радиоволн в организме увеличивается с повышением частоты, поэтому в ЭРЗ частоты более 10 МГц, как правило, также не используются.

Источниками питания ЭРЗ служат в основном миниатюрные ртутные батареи или аккумуляторы, хотя они имеют более низкую электрическую емкость на единицу объема, чем ртутные элементы.

В целях экономии питания иногда может использоваться периодическое выключение батарей, или дистанционная подзарядка аккумуляторов [38].

Как и во всякой телеизмерительной системе элементом, во многом определяющим точность работы ЭРЗ, а подчас и наиболее сложным, является датчик или преобразователь биологического сигнала в электрическую форму.

Элементом, чувствительным к изменению температуры, может служить сам транзистор генератора несущей. Недостатком такой схемы является то, что частота его колебаний нелинейно зависит от температуры, и каждое устройство требует отдельной калибровки. Чаще всего в качестве чувствительного элемента в подобных зондах используется термистор [251]. Погрешность измерения температуры при этом составляет 0,1°С. Описано применение специального железо-никелевого сплава для измерения температуры. Магнитная проницаемость такого сплава изменяется при изменении окружающей температуры; его использование в качестве сердечника катушки индуктивности настроенного контура позволило довести погрешность измерения температуры до 0,05°С [157].

В качестве датчиков давления в ЭРЗ используются, как правило, различные индуктивные датчики, подобные описанному ранее, основной частью которых является гибкая структура — диафрагма. Очевидно, точность измерения давления в этом случае во многом определяется конструкцией датчика. Необходимо отметить, что из-за дрейфа несущей частоты активные ЭРЗ могут измерять, как правило, только относительные изменения давления.

Большой интерес представляет применение ЭРЗ для измерения pH. В одной из конструкций использовался механохимический датчик из полимеров, который изменял свои размеры в зависимости от величины pH и модулировал частоту передатчика, чувствительного к изменениям давления [157].

Возможны различные схемы ЭРЗ, измеряющие pH, где в качестве чувствительных элементов используются

миниатюризированные чувствительные элементы стандартных pH-метров (так называемые стеклянные электроды).

Перспективным является использование ЭРЗ для индикации внутренних кровотечений. В этом случае для обнаружения кровотечения используется реакция, при которой перекись водорода при смешивании с кровью разлагается, выделяя тепло. Этот подъем температуры легко обнаружить с помощью соответствующего ЭРЗ [164].

Представляет интерес сообщение о создании ЭРЗ, предназначенного для измерения активности пищеварительных ферментов. В нем используется стандартная схема генератора высокочастотных колебаний. Датчиком активности пепсина служит дисковая мембрана, выполненная из смеси магнитного порошка и белка или жира. Эта мембрана постепенно растворяется пищеварительными ферментами и, поскольку она индуктивно связана с контуром генератора, частота передатчика меняется во времени. Величина этого изменения служит мерой процесса растворения диска. Опыты, проведенные по растворению альбумина пепсином, указывают на сильную зависимость частоты генератора от степени растворения диска, однако характеристика эта нелинейна и поэтому каждый экземпляр ЭРЗ нужно калибровать отдельно [194].

Другими возможными применениями ЭРЗ может быть измерение парциального давления кислорода и углекислого газа в крови, обнаружение ряда компонентов в желудочном соке, измерение интенсивности радиации и т. д. В настоящее время для исследований желудочно-кишечного тракта используются в клинической практике разработанные в СССР системы эндорадиозондов «Капсула», «Комплекс» и «Капсула-М». Передатчики в этих системах имеют диаметр 0,8 и длину 1,4 см и предназначаются для передачи относительных изменений внутриполостного давления или температуры.

Уровень миниатюризации ЭРЗ сейчас весьма высок: электронные компоненты серийного передатчика занимают объем около 0,5 $см^3$, и основные габариты ЭРЗ определяются источником питания и конструкцией датчика. Поэтому дальнейшее совершенствование современной технологии интегральных и гибридных схем для

производства ЭРЗ перспективно, главным образом, с точки зрения их стандартизации, удешевления производства за счет его механизации и повышения надежности, поскольку выигрыш по габаритам в ближайшее время, по-видимому, не будет здесь особенно значительным. Наряду с совершенствованием ЭРЗ с радиотелеметрическим каналом связи продолжаются перспективные исследования, давшие положительные результаты, по созданию ЭРЗ с проводными каналами связи для передачи и обработки информации о состоянии внутренней среды организма.

Одноканальные телеметрические системы обычного исполнения весьма мало отличаются от описанных выше систем с эндорадиозондами. В частности, передающие устройства обычных систем отличаются от ЭРЗ главным образом наличием выходного усилителя мощности, связанного с антенной системой, иногда достаточно сложной, несколько менее жесткими требованиями к габариту и весу передатчика, а также значительно большим сроком службы и радиусом работы передатчика.

До настоящего времени при создании одноканальных телеметрических систем наибольшее внимание уделялось передаче ЭКГ, ЭЭГ, ЭМГ [37, 127, 162, 187]. Имеются разработки, посвященные трансляции температуры тела, частоты дыхания или сердечных сокращений [183].

Для предварительного усиления биопотенциалов, соответствующих ЭКГ, ЭЭГ или ЭМГ, как правило, используются балансные или дифференциальные усилители с высоким входным сопротивлением [единицы Мом], что обеспечивается либо работой входных транзисторов усилителя в особом режиме [82], либо использованием на его входе полевых транзисторов [250]. Кроме того, в настоящее время в качестве усилителей биопотенциалов в биотелеметрических системах начинают использоваться интегральные операционные усилители [162, 250], также обеспечивающие достаточно высокий уровень входного сопротивления.

Как и в эндорадиозондах, основным видом модуляции, применяемой в передатчиках одноканальных телеметрических систем, является частотная модуляция, которая значительно более помехоустойчива, чем амплитудная (АМ) и в то же время не требует использования сложных модуляторов.

Радиус действия систем одноканальной телеметрии изменяется в зависимости от назначения и определяется мощностью передатчика, конструкцией передающей антенны, чувствительностью приемника, а также используемым частотным диапазоном системы.

При выборе рабочей частоты передатчиков, как правило, приходится искать оптимальное решение, поскольку использование более длинных волн приводит к снижению эффективности передающих антенн или увеличению их габаритов, а при работе на более коротких волнах ухудшаются условия распространения радиоволн. Поэтому в настоящее время большинство одноканальных передатчиков для передачи биологической и медицинской информации работает в диапазоне 15—300 МГц. Выбор рабочей частоты в каждом случае должен определяться конкретными условиями эксперимента.

В качестве генераторов несущей частоты и одновременно модуляторов в одноканальных биотелеметрических системах часто используются емкостные или индуктивные трехточечные схемы автогенераторов на транзисторах, в которых модулирующее напряжение подается либо непосредственно на базу транзистора [82], либо на варикап [162], включенный в резонансный контур автогенератора. Варикап — это конденсатор, емкость которого зависит от величины приложенного к нему напряжения. Поэтому при изменении модулирующего сигнала частота генерации автогенератора будет также меняться, что необходимо для получения частотной модуляции. Известны попытки реализации частотной модуляции несущей путем механического изменения параметров колебательного контура автогенератора. В одной из таких систем для передачи частоты дыхания птицы датчиком частоты дыхания служила проволочная петля, окружающая тело птицы, жестко связанная с конденсатором резонансного контура генератора несущей частоты. Изменение расстояния между пластинами конденсатора при вдохе и выдохе приводило к одновременной частотной и амплитудной модуляции несущей [82].

В большей части передатчиков одноканальных биомедицинских телеметрических систем в настоящее время не используется стабилизация частоты передатчика кварцевым резонатором. При этом может наблюдаться явление ухода (медленного дрейфа) частоты несущей (рабочей частоты передатчика), например, под влиянием

температурных изменений, старения деталей, нестабильность напряжения источников питания. Для компенсации ухода частоты передатчика необходимо либо существенно расширять полосу пропускания приемника, что уменьшает помехоустойчивость системы, либо использовать схемы автоматической подстройки частоты. Для облегчения процедуры ручной подстройки приемника иногда целесообразно использовать на приемной стороне звуковую индикацию сигнала передатчика [65].

Использование кварцевого резонатора обеспечивает высокую стабильность частоты передатчика. Это в свою очередь позволяет использовать более узкополосный приемник, что повышает отношение сигнал — шум на входе приемника и тем самым увеличивает радиус работы системы. Однако при кварцевой стабилизации частоты несущей затруднительно проводить частотную модуляцию передатчика, поскольку даже для 1—2% изменения частоты генератора с кварцевой стабилизацией нужен довольно большой модулирующий сигнал.

Использование туннельных диодов в схемах генераторов несущей — модуляторов, как это сделано в ряде систем (см. например, [166]), обусловлено рядом положительных качеств, присущих подобным схемам. Автогенераторы на туннельных диодах просты и отличаются высокой модуляционной чувствительностью: девиация частоты генератора может составлять до 500 кГц на 1 мВ модулирующего сигнала. Схемы одноканальных передатчиков на базе туннельных диодов могут быть реализованы с использованием тонкопленочной и интегральной технологии, что позволяет снизить вес передатчика до величины порядка 0,5 г (без источника питания). Подобные передатчики созданы, например, для передачи ЭМГ животных. Однако недостатки этих схем (сильный температурный дрейф несущей частоты, необходимость обеспечения высокой стабильности питающего напряжения и неэкономичное использование источника питания) существенно ограничивают возможности использования автогенераторов на туннельных диодах в биотелеметрических системах. Именно поэтому в последнее время новые разработки таких систем выполняются в основном на транзисторах.

При всех достоинствах частотной модуляции в ряде случаев ее помехоустойчивость оказывается недостаточной и приходится использовать более сложные в реали-

зации виды модуляции, такие, как модуляцию ширины импульсных посылок (широтноимпульсную модуляцию — ШИМ) [225] или кодировку значения измеряемой величины определенной комбинацией импульсных сигналов (кодовоимпульсная модуляция — КИМ) [181]. В ряде случаев проводят преобразование информации в цифровую форму непосредственно в месте съема [236]. Конечно при этом схемы передающих и приемных устройств значительно усложняются. Однако это оправдывается повышением точности, помехоустойчивости и надежности работы системы передачи и приема биологической информации в целом. Кроме того, возможность использования современных интегральных и гибридных микросхем позволяет свести до минимума увеличение веса и габаритов систем с более сложными видами модуляции.

Одна из систем с кодовоимпульсной модуляцией [181] предназначена для передачи температуры, давления или биопотенциалов. Микроминиатюрный передатчик системы обеспечивает уверенный прием сигналов в радиусе до 3 м; диапазон частот передатчика 88—108 МГц. Передатчик работает в импульсном режиме, потребляя в среднем очень малый ток от источника питания [12 мкА]. Поэтому даже при использовании весьма малогабаритного источника срок непрерывной работы передатчика равен 125 сут. Передатчик данного типа по своим конструктивным показателям может быть использован для имплантации животным. Одноканальные телеметрические системы с имплантируемыми передатчиками, аналогичными рассмотренному выше, представляют весьма большой интерес, например, для физиологических исследований животных. При их использовании возникает проблема устранения реакции организма на введенное инородное тело и одновременно проблема защиты компонент передатчика от действия жидкостей тела. Кроме того, требования к весу и габаритам имплантированного передатчика становятся еще более жесткими. Решение этих проблем существенно облегчается применением микроэлектроники, поскольку уже сейчас достигнута плотность монтажа около 200 элементов в кубическом сантиметре, а надежность интегральных схем значительно выше, чем надежность схем, собранных из дискретных компонент. Многократное снижение веса и габаритов, достигаемое использованием

интегральных элементов, при более высокой надежности дает возможность получать и использовать очень сложные и полностью имплантируемые устройства.

Перечислим некоторые результаты использования реальных одноканальных телеметрических систем.

Телеметрическая передача ЭЭГ успешно применялась для изучения эпилепсии у детей в условиях нормальной жизнедеятельности [267].

Одноканальная биотелеметрическая система [227] использовалась для измерения дыхательных функций у бегунов во время бега на 5000 м. Датчик турбинного типа размещался в специальной маске. Поворот ротора турбинки на один оборот соответствовал протеканию через маску примерно 25 мл воздуха. При каждом обороте ротора вырабатывался импульсный сигнал, который после соответствующих преобразований попадал на антенну передающего устройства. На приемной стороне осуществлялось преобразование частоты принимаемых импульсов в напряжение так, что при соответствующей градуировке самописец, подключенный к приемнику, мог непосредственно регистрировать изменение скорости потока воздуха, вдыхаемого и выдыхаемого спортсменом. Возможна и цифровая фиксация данных, при которой импульсы подсчитываются электронным счетчиком и их число регистрируется цифропечатающим устройством. Использование телеметрической системы позволило получить непрерывную запись дыхательных функций человека во время физической нагрузки при сравнительно высокой точности измерений. Датчик системы нечувствителен к воздействию вибраций, изменению температуры и влажности; помехи дыханию, создаваемые датчиком, весьма незначительны. Данная телеметрическая система может использоваться также для измерения сердечного выброса и минутного объема крови, перекачиваемого сердцем.

Телеметрическая система передачи ЭМГ [82] предназначена для проведения исследований вестибулярного аппарата в условиях перегрузок и невесомости, поэтому к весу и габаритам передатчика предъявлялись весьма высокие требования. Для получения пассивных элементов в основном использовалась тонкопленочная технология, а в качестве активных элементов применялись бескорпусные транзисторы. Все это позволило разместить схему на плате размером 16×10×13 мм; объем

передатчика без источников питания составляет 0,5—0,6 см³, а масса — 1,1—1,2 г (с источником питания 2 г). Время непрерывной работы — 5 сут, радиус действия — 3 м. Одновременная запись ЭМГ по проводам и с помощью радиотелеметрии показала, что сигналы являлись идентичными, подтвердив возможность использования данной телеметрической системы.

В последнее время проведен ряд работ по телеметрической передаче электро- и фонокардиограмм плода [148, 191]. В одной из них [191] используется узкополосная ЧМ-система, состоящая из стабилизированных кварцем приемника и передатчика. Передатчик сконструирован в виде плоского диска диаметром 6,2 см, толщиной 2,4 см, массой 140 г. Он крепится к брюшной стенке роженицы полоской лейкопластыря. Срок работы передатчика составляет 40 ч при радиусе действия системы 1,5 м. Рядом с кроватью располагается приемная антенна, приемник, усилитель и самописец. Усилитель имеет набор фильтров, что позволяет варьировать полосу пропускания системы. Путем изменения полосы пропускания можно устранить помехи мышечного характера, возникающие из-за движения брюшной стенки. Использование системы дает возможность прослушивать сердечные тоны плода во время родов, что позволяет в известной степени компенсировать недостаток в акушерском персонале.

В качестве примера одноканальной телеметрической системы не радиотехнического типа можно привести системы наблюдения за состоянием человека, находящегося под водой [235; 236]. Радиотелеметрия физиологических данных при нахождении человека в водной среде затрудняется большим затуханием радиоволн в воде и, следовательно, требует использования радиопередатчика большой мощности. Поэтому в таком случае в качестве носителя информации, как правило, используется ультразвук. Наиболее простым методом модуляции, который устраняет искажения информации вследствие распространения ультразвуковых колебаний от передатчика к приемнику по путям различной длины, является частотная модуляция несущей. Акустические свойства воды определяют оптимальную частоту несущей. На низких частотах на сигнал сильно влияют акустические шумы в воде. Кроме того, частота несущей должна быть за пределами диапазона слышимости. Эти факторы при-

вели к выбору несущей частоты в рассматриваемой системе, равной 55 кГц.

Результаты испытаний показали, что возможно получение четкой ЭКГ аквалангиста, находящегося на расстоянии 30 м от приемника. Предельный радиус действия системы составляет около 200 м.

В системе телеметрической передачи температуры тела аквалангиста для повышения надежности сигналы от трех термисторов, размещенных в разных точках тела, непосредственно в передатчике преобразовываются в восьмеричный код. Абсолютная точность такой системы составляет $\pm 0{,}2°C$. Размеры передатчика 7,6 см×30 см×1 см (он укрепляется на акваланге).

Даже краткое рассмотрение различных одноканальных телеметрических систем показывает, что их использование, несмотря на то что они не дают возможности получить информацию о совокупности процессов, характеризующих состояние организма, несомненно, представляет большой научный и практический интерес.

4—5. Многоканальные телеметрические системы

Более сложными, но значительно более информативными, чем одноканальные, являются многоканальные системы биотелеметрии. Очевидно, что при одновременном измерении нескольких биологических параметров в одном организме исследователь получит не только информацию о протекании отдельных физиологических процессов, но и информацию, которая является мерой взаимосвязи физиологических систем организма.

Однако при разработке многоканальных систем биотелеметрии возникают дополнительные сложности: 1) более трудновыполнимыми становятся требования к минимальности габаритов и массы систем, к их надежности; 2) возникает задача оптимального выбора числа каналов информации и тех физиологических параметров, которые должны передаваться; 3) появляются дополнительные помехи, связанные со взаимным влиянием сигналов различных каналов (перекрестные помехи).

Рассматривая вопросы построения систем многоканальной биотелеметрии, можно наметить два пути их решения: первый путь — построение многоканальной системы как совокупности отдельных одноканальных систем; второй путь — предварительная обработка (уплот-

нение) информации, поступающей от датчиков, для передачи по одной линии связи.

При использовании нескольких одноканальных передатчиков с разными частотами несущих можно передавать одновременно ряд физиологических параметров; т. е. использовать как бы «пространственное разделение каналов». Это направление является перспективным, поскольку передатчики располагаются непосредственно в местах съема информации, что устраняет необходимость в проводах, соединяющих датчик с передающим устройством. При этом необходимо использовать либо несколько приемников (по числу каналов), либо иметь на входе приемника набор фильтров, которые подключаются поочередно для обеспечения последовательного приема передаваемых сигналов.

В качестве примера реализации данного пути можно привести опыт с макакой резус [187], которой были имплантированы четыре отдельных передатчика, работавших одновременно на разных частотах. Проводилась передача ЭКГ, активности животного с помощью датчика ускорения (акселерометра), температуры и давления крови в брюшной аорте. Аналогичная система позволила получить записи сигналов от шести передатчиков, имплантированных кролику. Была проведена одновременная трансляция давления крови, частоты дыхания, ЭКГ, температуры, ЭЭГ и сигнала акселерометра.

При реализации второго пути, когда передача данных от нескольких датчиков осуществляется по одной линии связи, может быть использовано как частотное, так и временно́е разделение каналов информации.

При частотном разделении каналов электрические колебания, соответствующие передаваемым сигналам от каждого датчика, модулируют свой высокочастотный генератор (генератор поднесущей). Частоты поднесущих выбраны таким образом, чтобы спектры частот отдельных каналов, полученные в результате модуляции, не перекрывались, т. е. чтобы каналы были разнесены по частоте. После модуляции сигналы каналов поступают в суммирующее устройство (смеситель), а затем после усиления суммарный сигнал излучается антенной. На приемной стороне каналы разделяются полосовыми фильтрами, настроенными на поднесущие частоты.

При построении многоканальных биотелеметрических систем с частотным разделением каналов возможна не-

стабильность частот поднесущих из-за изменения температуры или напряжения источников питания и, как следствие этого, появление перекрестных помех, что существенно усложняет разработку систем такого типа.

Известна система [236], предназначенная для определения уровня активности центральной нервной системы пилота в процессе тренировок, передающая на расстояние 15—30 м ЭЭГ, ЭКГ, частоту дыхания, температуру, комплексное и гальваническое (активное) сопротивление кожи. Для передачи ЭКГ использован отдельный передатчик, так как синхронная передача шести параметров с помощью одной системы приводила к появлению сильных помех.

Построение многоканальных систем требует разрешения ряда серьезных проблем, кроме тех, что уже имеют место в одноканальной биотелеметрии. При временном разделении каналов сигналы отдельных каналов передаются поочередно, что требует наличия на передающей и приемной сторонах специальных коммутаторов сигналов. Принципиальная возможность реализации временного разделения каналов обусловлена тем обстоятельством, что большинство физиологических величин является достаточно медленно меняющимися. Так, для передачи ЭКГ и ЭЭГ многие авторы в своих работах ограничиваются верхней частотой 80—100 Гц, для передачи же других биологических величин полосы частот еще более сокращаются.

В одной из первых разработок биотелеметрической системы с временным разделением каналов [103] с помощью электронного коммутатора поочередно с частотой 12,5 кГц подключались к модулятору и последовательно передавались в канал связи 8 переменных: ЭЭГ, ЭКГ, ЭМГ, давление крови, частота дыхания, гальваническое сопротивление кожи, температура кожи и окружающая температура. Масса устройства составляла около 200 г; несущая частота передатчика — 100 мГц.

До последнего времени телеметрические системы, использующие временное разделение каналов, были гораздо более сложными, чем системы с частотным разделением каналов. Однако современные возможности микроэлектроники позволили создавать такие системы пригодными даже для имплантации животным.

Пятиканальная имплантируемая система с временным разделением каналов [141] предназначается для

передачи ЭКГ, давления в левом и правом желудочке сердца и изменений диаметра левого желудочка. Пятый канал используется для передачи опорного (калибровочного) сигнала, с помощью которого можно учесть дрейф несущей частоты передатчика. Поочередное подключение каналов к передатчику обеспечивается специальной схемой электронного коммутатора. При этом предварительно каждый непрерывный входной сигнал преобразовывается в последовательность импульсов, амплитуда которых пропорциональна величине входного сигнала. Эти импульсы через коммутатор поочередно поступают на передатчик, модулируя его частоту. Масса передающей части системы — 70 г, размеры — 1×2×8 см.

Сравнение методов частотного и временно́го разделения каналов с учетом перспектив дальнейшего развития микроминиатюризации и интегральных схем показывает определенные преимущества временно́го разделения каналов. Это связано со следующими обстоятельствами:

1. При числе каналов более шести системы с частотным разделением имеют большую ширину полосы излучаемых частот, а, следовательно, при одинаковой излучаемой мощности передатчика и чувствительности приемника радиус работы такой системы будет меньше.

2. Использование временно́го разделения каналов при подходящем выборе вида модуляции позволяет уменьшить чувствительность системы к изменениям температуры и напряжения питания, снизить влияние дрейфа несущей частоты и повысить помехозащищенность системы. Как показывает практика, наиболее удобным представляется при этом использование преобразования аналогового сигнала в импульсный с шириной импульсов, определяемой величиной аналогового сигнала (широтно-импульсное преобразование) с последующим использованием частотной модуляции передатчика.

3. В системах с временны́м разделением каналов практически отсутствуют перекрестные помехи между каналами, которые ограничивают точность передачи информации при частотном разделении (минимальная ошибка в таких системах реально составляет 2—3%, в то время как для систем с временны́м разделением и использованием широтноимпульсного преобразования она может быть снижена вплоть до величины порядка 0,05% [116]).

Все сказанное приводит к тому, что для сравнимых по своим техническим характеристикам многоканальных телеметрических систем устройства, использующие частотное разделение каналов, как правило, являются более сложными и стоимость их выше.

Создание многоканальных биотелеметрических систем для передачи физиологической информации стало возможным только благодаря разработке и использованию полупроводниковых приборов, а развитие микроэлектроники позволило создать микроминиатюрные и более надежные многоканальные биотелеметрические системы. Чтобы дать представление о том, насколько быстро развивается аппаратура многоканальных телеметрических систем в направлении уменьшения ее габаритов и массы при сохранении основных технических характеристик, приведем простейший пример.

Разработанная в 1962 г. трехканальная биотелеметрическая система на дискретных элементах для передачи ЭКГ, ЭМГ, ЭЭГ имела радиус действия 90 м, массу около 350 г, время непрерывной работы 24 ч [127]. На VIII Конференции по биологическому и медицинскому приборостроению (Чикаго, 1969) была выставлена четырехканальная биотелеметрическая система для передачи частоты дыхания, температуры тела, ЭКГ и ЭЭГ. В ней использовались интегральные схемы и полевые транзисторы. Радиус действия системы — 30 м, срок непрерывного действия — 50 ч. Передающая часть этой системы имеет массу около 80 г и объем маленького портсигара [198]. Сообщалось также о создании восьмиканальной биотелеметрической системы объемом 8 $см^3$, т. е. по 1 $см^3$ на канал информации [225].

При разработке многоканальных биотелеметрических систем важное значение приобретает проблема стандартизации. Еще в начале 60-х годов, когда интегральные схемы находились на стадии опытных образцов, была сделана интересная попытка построения трехканальной биотелеметрической системы из «стандартных» блоков [127] на дискретных элементах.

Все физиологические параметры в этой системе разделялись на «постоянные», т. е. достаточно медленно изменяющиеся (температура тела, сопротивление кожи, частота дыхания, его объем), и «переменные» — ЭЭГ, ЭКГ, ЭМГ, давление крови и т. д. Эта система состоит из отдельных модулей и позволяет осуществить переда-

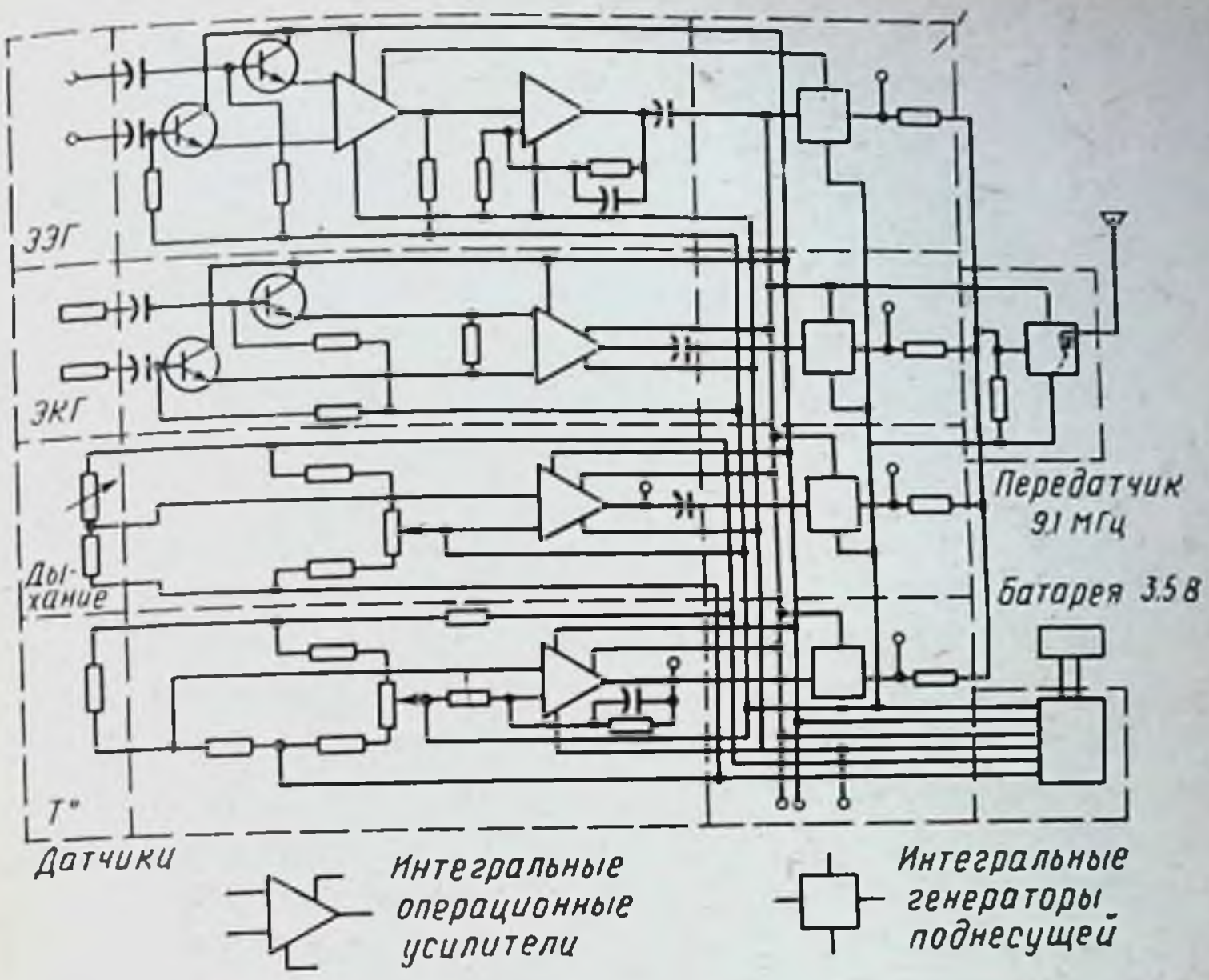


Рис. 27. Схема четырехканального биотелеметрического передатчика на интегральных модулях.

чу одного из заданных параметров или любой комбинации из одного «переменного» и двух «постоянных» параметров.

Можно указать и другой пример реализации модульного подхода к конструированию многоканальных биотелеметрических систем [236]. При разработке данной двухканальной системы использовались четыре модуля:

а) усилитель постоянного тока с большим коэффициентом усиления по напряжению и высоким входным сопротивлением; б) высокостабильный мультивибратор; в) частотно-модулированный генератор-передатчик с радиусом работы 3 м; г) усилитель мощности для обеспечения радиуса около 35 м.

Наибольшее внимание при разработке модулей этой системы уделялось уменьшению потребляемой мощности, поскольку система предназначена для имплантации животным. При радиусе работы 1,5—3 м удалось снизить потребляемую мощность до 22 мкВт.

В качестве примера применения готовых стандартных функциональных узлов, использующих выпускаемые промышленностью интегральные схемы, можно привести

многоканальную биотелеметрическую систему [250]. В этой четырехканальной системе с частотным разделением каналов (рис. 27) передаются ЭЭГ, ЭКГ, частота дыхания и температура тела. Для усиления сигналов по каждому из каналов используется интегральный операционный усилитель, в канале ЭЭГ применяются два усилителя. Применение модулей интегрального исполнения позволило создать четырехканальное передающее устройство массой 24 г (без источников питания) и объемом 1,5 $см^3$.

Использование стандартных интегральных схем позволяет создать весьма совершенную аппаратуру для многоканальной телеметрии. С этой точки зрения представляет интерес телеметрическая система для физиологических исследований [225], предназначенная для непрерывного измерения расхода энергии при физической нагрузке. Она использовалась для передачи ЭКГ и определения легочной вентиляции во время игры в теннис, ручной мяч и хоккей. Система является четырехканальной с временным разделением каналов: сигнал каждого из каналов последовательно подключается к входу передатчика с частотой опроса 200 Гц, причем предварительно осуществляется широтноимпульсное преобразование каждого аналогового сигнала.

Использование интегральных схем обеспечило небольшие габариты и малое потребление мощности — 60 мВт, позволило при массе передающей части системы около 100 г получить радиус действия до 100 м при непрерывной работе системы в течение 5 сут. В этой разработке внимание привлекают не только хорошие технические характеристики, но и упрощение конструкции, облегчение монтажа и возможность стандартизации подобных систем. Кроме того, построение системы с максимальным использованием стандартных функциональных блоков в виде интегральных схем позволяет сделать подобную систему достаточно гибкой, изменяя ее в зависимости от условий эксперимента (возможность увеличения числа каналов, изменение перечня передаваемых параметров и т. д.), что обеспечивает широкие перспективы использования подобных систем.

Многоканальные телеметрические системы с большим радиусом действия [103, 110] успешно используются для передачи информации о больном из машины скорой помощи или из отдаленного приемного пункта в

центр для обработки и консультаций. При этом портативный передатчик мощностью 0,7 Вт обеспечивает прием медицинской информации на расстоянии до 10 км в условиях ровной местности и до 5 км в условиях города. Передатчик имеет 6 каналов, один из которых используется для двусторонней связи с центром или для передачи речевой информации, а пять других с полосой 0,1—150 Гц — для передачи ЭКГ, частоты дыхания и т. д., в зависимости от подключаемых датчиков.

В целом, подводя итоги, можно сказать, что быстрый технический прогресс в деле создания различных телеметрических систем обусловил их широкое и весьма разнообразное применение.

К настоящему времени телеметрические системы использовались в самых различных областях биологии и медицины: для передачи фонокардиограммы больного, ЭКГ лыжника, для измерения активности пациента психиатрической клиники, для исследования процесса декомпрессии, изучения стенокардии и некоторых аритмий, в исследованиях физиологии животных (для изучения частоты сердечного ритма животных и птиц при нормальной активности и во время миграций, передачи температуры гипоталамуса и коры больших полушарий собаки, при изучении механизма регуляции температуры, для изучения обоняния акулы, измерения частоты жевания крысы, потенциала действия барорецептора дуги аорты и давления в левом желудочке собаки, скорости кровотока в остром эксперименте и т. д.).

Перечень этот далеко не полон. И это естественно, так как область применения телеметрии «ограничивается только воображением исследователя» [187].

Однако, несмотря на разнообразие возможностей телеметрии и успешное ее использование во многих областях биологии и медицины, все же телеметрические системы используются сейчас явно недостаточно. Так, например, лишь очень небольшое число работ посвящено телеметрическому контролю за состоянием тяжелобольных или исследованию постинфарктных больных при дозированной физической нагрузке [94, 103], хотя перспективность применения телеметрической передачи медицинской информации в клинике не вызывает сомнений. Ясно, что в дальнейшем телеметрические системы самого различного назначения получат еще большее распространение.

ГЛАВА 5. СИСТЕМЫ ОБРАБОТКИ МЕДИЦИНСКОЙ ИНФОРМАЦИИ

5—1. Электронные вычислительные машины в системах обработки медицинской информации

Современные системы обработки медицинской информации базируются на использовании средств электронной вычислительной техники. Отношение врача к электронным машинам, поначалу весьма осторожное, за последние годы существенно изменилось в связи с успешным применением средств вычислительной техники для автоматической обработки экспериментальных и клинических данных, результатов массовых профилактических осмотров, успешного решения ряда задач машинной диагностики, извлечения дополнительных информативных признаков путем достаточно сложной математической обработки. Появилось большое число работ, посвященных использованию электронных вычислительных машин в здравоохранении, описывающих разнообразное применение ЭВМ в клинических исследованиях, медицинском образовании, в отделениях интенсивного наблюдения, в медицинской статистике, в системах информационного поиска медико-биологической информации, наконец, просто для учета функционирования медицинских учреждений, бухгалтерского учета, расчета заработной платы и т. п.

Вместе с тем сравнительно низкая эффективность использования сложного и дорогостоящего оборудования — аппаратуры вычислительной техники, недостаточно высокая ее надежность, сложность подготовительных действий и общения с ЭВМ, во многих случаях отсутствие какой-либо экономии времени и средств — все это привело к тому, что на современном этапе скептическое отношение к возможностям ЭВМ в медицине сохраняет-

ся у некоторой части врачей и медицинского персонала, причем специально проведенное статистическое исследование показало, что это не связано ни с уровнем медицинского образования, ни с квалификацией специалистов [240].

Всю совокупность различного рода средств вычислительной техники, используемой в медицине, можно разделить на специализированные и универсальные, аналоговые и цифровые.

Специализированные вычислительные устройства предназначены для решения одной конкретной задачи или весьма узкого класса однородных задач. Чаще всего это задачи, связанные с расчетом некоторого комплексного показателя состояния организма по ряду первичных параметров, измеряемых с помощью датчиков, или же задачи простейшей статистической обработки информации в течение достаточно длительного периода. В первом случае фактически используются измерительные приборы с некоторой дополнительной арифметической или логической обработкой поступающей информации; во втором случае — это приспособленные для медицинской практики различного рода анализаторы функций распределения вероятностей тех или иных характеристик, изменяющихся случайным образом, коррелометры, спектроанализаторы и т. д. Специализированные устройства вычислительной техники, предназначенные для решения задач по частной программе, обладают, как правило, достаточно высоким быстродействием, позволяющим обрабатывать данные в реальном масштабе времени, сравнительно низкой стоимостью, экономичностью и удобством эксплуатации.

Универсальные вычислительные машины рассчитаны на решения широкого круга задач самого разного характера. Переход от одной задачи к другой осуществляется в них путем изменения программы, что зачастую сопряжено с определенными трудностями. Универсальные средства отличаются весьма высокой стоимостью оборудования, требуют обслуживания со стороны специалистов в области вычислительной техники, менее удобны в эксплуатации, но зато позволяют проводить более сложные исследования, менять их характер в ходе эксперимента (вводить дополнительные переменные, варьировать способ их обработки), сравнивать различные методы работы и т. п.

Аналоговые вычислительные устройства используют непрерывное представление информации в виде электрического напряжения. При этом входные, промежуточные и выходные сигналы аналоговых вычислительных машин (АВМ) представляют собой непрерывный аналог регистрируемых переменных. Эти сигналы преобразуются различными операционными устройствами АВМ, выполняющими сложение, умножение, интегрирование, иные арифметические или логические операции. Изменение во времени различных напряжений, наблюдаемое на экране ЭЛТ, дает визуальное представление о том, как изменяются отдельные регистрируемые величины. Анализ поступающих данных может производиться в реальном масштабе времени, как при поступлении информации непосредственно с объекта, так и при обработке этих сигналов, записанных предварительно на магнитную ленту, например в тех случаях, когда требуется многократное введение данных в вычислительную машину.

Аналоговые универсальные вычислительные машины широко используются при моделировании различных физиологических процессов [59, 87, 253, 255]. Вопросы аналогового моделирования подробно описаны в приведенных здесь, а также в ряде других источников и не будут являться предметом дальнейшего рассмотрения.

Для анализа данных медицинских исследований АВМ — как универсальные, так и специализированные — могут использоваться:

— в режиме фильтрации нижних и верхних частот, пороговых и полосовых фильтров (для подавления сетевых и других помех, выделения информативных сигналов и их селективного усиления) с широким диапазоном динамических характеристик [209];

— для статистического анализа исследуемых непрерывных сигналов с получением в реальном масштабе времени их статистических характеристик (математического ожидания, дисперсии, спектральной плотности мощности, взаимной спектральной плотности мощности, корреляционной функции и т. д.);

— для расчета тех или иных показателей в специальных клинических исследованиях. Последнее применение будет рассмотрено более подробно в следующем разделе. Этот вопрос еще мало освещен в литературе, хотя становится все более актуальным.

При решении многих задач медицинского характера выявляются достоинства аналоговых систем обработки медицинской информации:

1. Быстрота поступления информации к оператору (врачу) непосредственно во время исследования (в реальном масштабе времени), поскольку АВМ способны выполнять ряд операций (расчетов) одновременно, или параллельно.

2. Для врачей и биологов аналоговое преобразование изменяющихся во времени непрерывных величин зачастую более понятно, чем оперирование с помощью абстрактных математических символов.

3. Наглядность и доступность перестройки программы обработки данных. На универсальных АВМ такая перестройка осуществляется путем перекоммутации с помощью соединительных проводов различных операционных блоков машины на специальном наборном поле.

Наряду с отмеченными преимуществами даже с учетом ряда хороших результатов, достигнутых клиницистами и экспериментаторами при использовании АВМ, во многих ситуациях их применение возможно лишь в весьма ограниченных масштабах, поскольку системы обработки медицинских данных на базе АВМ имеют и ряд недостатков:

1. Преимущество «параллельной работы» АВМ удается использовать при решении далеко не всех задач медицины, так что зачастую оказывается, что АВМ не могут обеспечить необходимую скорость обработки информации.

2. Ограниченная точность получения результатов.

3. Трудность реализации запоминания тех или иных результатов. В АВМ может быть предусмотрено запоминающее устройство (на усилителях) лишь ограниченного объема (порядка десяти чисел).

4. Недостаточная универсальность. Существует много задач (например, выборка симптомов, обработка снимков, таблиц и т. д.), для решения которых АВМ совершенно не приспособлена.

От перечисленных недостатков во многом свободны цифровые системы обработки медицинской информации, в которых используется цифровое представление информации. Подобные системы основаны на использовании электронных цифровых вычислительных машин

(ЭЦВМ). Современные ЭЦВМ, в частности универсальные, характеризуются:

— весьма высокой скоростью выполнения операций;

— возможностью проведения как арифметических, так и логических операций;

— высокой точностью выполнения вычислений;

— большим объемом памяти (до сотен тысяч слов), позволяющей хранить информацию для последующего использования;

— универсальностью, возможностью решения самых различных задач.

Остановимся более подробно на вопросах использования универсальных цифровых вычислительных машин в медицинской практике, поскольку именно с их широким внедрением связываются надежды на создание автоматизированных систем медицинского обслуживания.

Детальный анализ использования ЭЦВМ в медицине показывает, что уровень их внедрения в настоящее время является далеко недостаточным, а работы, посвященные применению ЭЦВМ в медицине, как правило, являются чисто описательными и не отражают действительного положения дел.

В США, несмотря на многочисленные дискуссии о том, как повысить эффективность работы больниц с помощью ЭЦВМ, большинство больниц использует их только для учета. Этот вывод является следствием анализа, проведенного в рамках общих исследований применений ЭЦВМ Национальным бюро стандартов США, и основывается на обследовании загрузки 1383 ЭЦВМ в различных учреждениях здравоохранения [182]. Из этих ЭЦВМ 46,2% использовались для подведения баланса, расчетов заработной платы и общих бухгалтерских операций и только 19,3% — для исследований, связанных с диагностикой и лечением. Это — наиболее низкий процент специального использования ЭЦВМ среди различных областей их применения. Из 568 ЭЦВМ, находящихся в клиниках, для выписки счетов пациентам использовались 213, для различных финансовых операций — 317, тогда как для различных клинических исследований и расчета статистических показателей применялись только 73 из числа этих ЭЦВМ, причем для машинной диагностики — 10, для автоматизированной обработки данных (АОД) функциональных исследований — 14.

Трудно предположить, что такая ситуация может привести к реальному прогрессу в применении ЭЦВМ для решения медицинских проблем. Это подтверждает вывод о том, что лишь очень небольшое число применений ЭЦВМ стало пока обычной частью службы здравоохранения в США и других странах [182, 257]. Поэтому применение ЭЦВМ в АОД медицинских исследований заслуживает самого серьезного рассмотрения.

Между тем машинная диагностика (наиболее разработанная область применения ЭЦВМ непосредственно в медицине) по материальным затратам адекватна обычной врачебной диагностике. Так, полная стоимость машинного диагноза (расходы на осмотр, кодирование сведений, их передачу и машинный счет) составляет, по отечественным данным, в зависимости от типа системы обработки от 1 руб. 41 коп. до 5 руб., т. е. затраты, соизмеримые с «чисто врачебным» диагнозом (от 1 руб. 53 коп. до 6 руб) [55]. С другой стороны, если диагностика занимает максимально до 8 мин машинного времени на одного больного, АОД функциональных исследований требует значительно бо́льших затрат машинного времени и поэтому может обходиться дороже. Так, например, распознавание одного PQRST комплекса электрокардиограммы на ЭЦВМ «Минск-22» занимает 1—2 с машинного времени. Если учесть, что для некоторых видов исследования необходимо зафиксировать тысячу или даже более таких комплексов, что необходимо дополнительное время на последующую обработку выделенных комплексов кардиограммы, а стоимость часа работы на ЭЦВМ данного типа составляет примерно 40 руб. [64], то становится ясной необходимость достаточно высоких затрат при проведении таких исследований с помощью ЭЦВМ.

Приобретение ЭЦВМ для АОД значительно отличается от покупки обычного стандартного оборудования. Установка ЭЦВМ должна происходить при непосредственном участии и строгом контроле со стороны руководства, поскольку ЭЦВМ вносит существенные изменения в систему и методы работы учреждения, приводит к перераспределению обязанностей и ответственности многих работников и может в потенциале дать значительную экономию времени и средств.

К сожалению, первоначальные капиталовложения при приобретении и вводе в эксплуатацию ЭЦВМ на-

столько велики, что существует желание оправдать их непосредственно после приобретения оборудования. Однако это неправомерно. Наиболее важным результатом применения ЭЦВМ для АОД в медицине на первом этапе внедрения является более четкая организация и определение целей обработки результатов исследований, а не более быстрые и более экономичные решения. В процессе подготовки к использованию ЭЦВМ для АОД экспериментатор или клиницист вынужден четко определить методику исследования, регистрируемые переменные, объем и алгоритм обработки результатов. Например, для АОД у больных с инфарктом миокарда требуется, чтобы врачи различных специальностей использовали единую систему исследования и терапии [47, 53], т. е. реализовали известные принципы системного подхода.

Одним из важнейших вопросов использования АОД является получение достаточно качественных данных для ввода в ЭЦВМ. Если, например, в машину вводятся данные опроса больного, то очевидно, что более квалифицированный врач может задать более квалифицированные вопросы; если же опрос проводится недостаточно правильно, то и использование ЭЦВМ не сможет улучшить качества анализируемых данных.

Указанные ранее достоинства цифровых вычислительных машин могут быть реализованы в полной мере, если сохраняется возможность быстрого изменения программы работы машины, если врач может непосредственно работать или, как часто говорят, общаться с машиной без непременного привлечения промежуточного звена — высококвалифицированных программистов и операторов. Конечно, в сложных случаях консультации с профессиональными программистами и математиками абсолютно необходимы; однако желательно, чтобы в стандартных, типовых ситуациях медицинские работники могли бы сами успешно работать на ЭЦВМ. Для целей облегчения программирования в настоящее время разработаны многочисленные алгоритмические языки (ALGOL, FORTRAN, FOCAL, PL и т. д.). Однако эти языки в целом имеют универсальный характер и не учитывают специфику медико-биологических исследований и относительно слабую техническую и математическую подготовку потенциальных пользователей языка в данной области исследований. Требования, которые можно

предъявить к возможному специализированному алгоритмическому языку программирования для изучения медико-биологических объектов, весьма специфичны. Он должен: 1) быть весьма простым и понятным, с тем чтобы его освоение не требовало сколько-нибудь существенных затрат времени; 2) быть рассчитан на использование в типовых ситуациях, для решения сравнительно несложных задач, предусматривая включения различного рода стандартных процедур типа «построение уравнений связи методом наименьших квадратов», «интерполяция данных», «решение дифференциальных уравнений» и т. п.; 3) быть приспособлен для вычислений в реальном масштабе времени и для накопления данных; 4) обеспечивать неаналитическое представление параметров, например в графическом или табличном виде; 5) обеспечивать по возможности однозначные ответы и коррекцию ошибок оператора.

Рассмотрим кратко реализацию некоторых специализированных языков программирования для медико-биологических исследований.

Язык SNAP разработан специально для биологов [230]. Слова этого языка (команды) чрезвычайно просты. Любая буква алфавита (за исключением X, T, I) может использоваться для обозначения произвольного параметра.

Все рабочие команды языка SNAP состоят из пяти символов (включая алгебраические знаки плюс, минус, знак равенства и умножения). Эта особенность очень важна, так как помогает отличать рабочие команды от метакоманд, которые состоят из меньшего числа символов.

Основными рабочими командами являются:

Y — сумма A и B,	Y = A+B
D — произведение E и F,	D = EF
P — частное от деления H на B,	P = H/B
R — разность от вычитания Z из Y,	R = Y — Z
Y — квадратный корень из P,	Y = SRP
Z — экспонента от A,	Z = EXA
Y — sin W,	Y = STW
P — cos W,	P = CSW,
N — arctg M,	N = ATM
R — log W,	R = LGW
PLOT — Y от X.	PLOTI [1]
B — аналоговое напряжение Z	B = ANZ

[1] Используется для индикации на экране осциллографа.

Конец программы	ENDPT
Очистить таблицу	RUBTB
Заполнить таблицу	DISTB

Есть еще четыре типа команд условного перехода, серия команд на ввод и вывод табличных данных, серия команд, позволяющих связать программы машинного языка с интерпретирующими командами для операций, требующих максимального быстродействия. В ходе первичного знакомства с языком SNAP эти команды обычно не рассматриваются, за исключением одного типа команд условного перехода.

Метакомандами SNAP являются [1]:

PROgram	— ввод программы
CONstans	— запись числовых констант
TBLE	— ввод 100 чисел в таблицы A и B
STArtat	— изменить пусковую точку программы
CALculate	— начать программу
INSert	— ввести команду
DELete	— стереть команду
CHAnge	— изменить команду
LIST	— печатание на перфоленте программы и числовых констант

Эти метакоманды всегда начинаются с фазы программы, называемой CONTROL, которая может в любое время быть выполнена простым нажатием на ключ управления.

Табличные команды языка SNAP являются особенно гибкими и специально предназначены для биологии, где обычно используется много параметров, заданных в неаналитической форме. Одна таблица, составленная из 100 параметров, может быть введена в память или ее можно разбить на две отдельные таблицы по 50 входов в каждой, называемые таблицами A и B. Ко всем элементам таблиц можно адресоваться непосредственно, при этом легко осуществимо сопоставление данных, относящихся к различным таблицам, определение взаимозависимостей или интерполяция табличных данных.

Язык программирования SNAP предназначен для программирования на ЭЦВМ типа PDP (фирмы Digital Equipment Corporation, США), оборудованной системой

[1] Оператор с пульта вводит только первые три или четыре символа; остальные буквы допечатываются автоматически ЭЦВМ.

отображения информации с использованием ЭЛТ, аналогово-цифровыми преобразователями и генератором меток времени.

Известен специализированный язык SMILE [143] для составления машинных программ автоматического сбора медицинских данных и постановки диагнозов. Последовательность вопросов, задаваемых машиной, определяется правилами алгебры логики, а ответы представляются в форме «да — нет». В памяти машины хранятся два блока данных: 1) индексный список ответов пациента; 2) индексный список фраз, которые используются для формирования вопросов.

Имеется 9 команд, управляющих сбором данных, формированием и выдачей результатов.

Использование простых специализированных алгоритмических языков позволяет при эксплуатации ЭЦВМ сократить непроизводительные расходы времени научных работников и технического персонала, повысить качество исследований за счет использования методов обработки данных и новых подходов к решению исследовательских проблем, быстрой перестройки программ исследования в соответствии с полученными результатами.

Оптимальным способом функционирования универсальных ЭЦВМ в системах АОД на сегодняшний день является функционирование в режиме разделения времени. В этом режиме в одно и то же время к ЭЦВМ может обращаться большое число пользователей и благодаря высокой скорости ее работы результаты обработки, как правило, будут получены через несколько секунд. Вычислительную машину в таком режиме можно использовать для выполнения различного рода расчетов, статистической обработки данных, накопления и хранения информации (рис. 28). При этом особое значение имеет степень развития сети периферийных оконечных устройств, их размещения и технического оснащения. Так, например, аппаратура отечественного производства «Минск-1560» позволяет подключить к ЭВМ «Минск-32» телеграфные каналы связи и аппаратуру передачи данных (АПД), работающую по телефонным линиям, и обеспечить обмен информацией между 32 абонентскими пунктами. К одной ЭВМ «Минск-32» можно подключить три комплекта аппаратуры «Минск-1560» для одновременной и независимой работы с ЭВМ в реальном масштабе времени 96 абонентов.

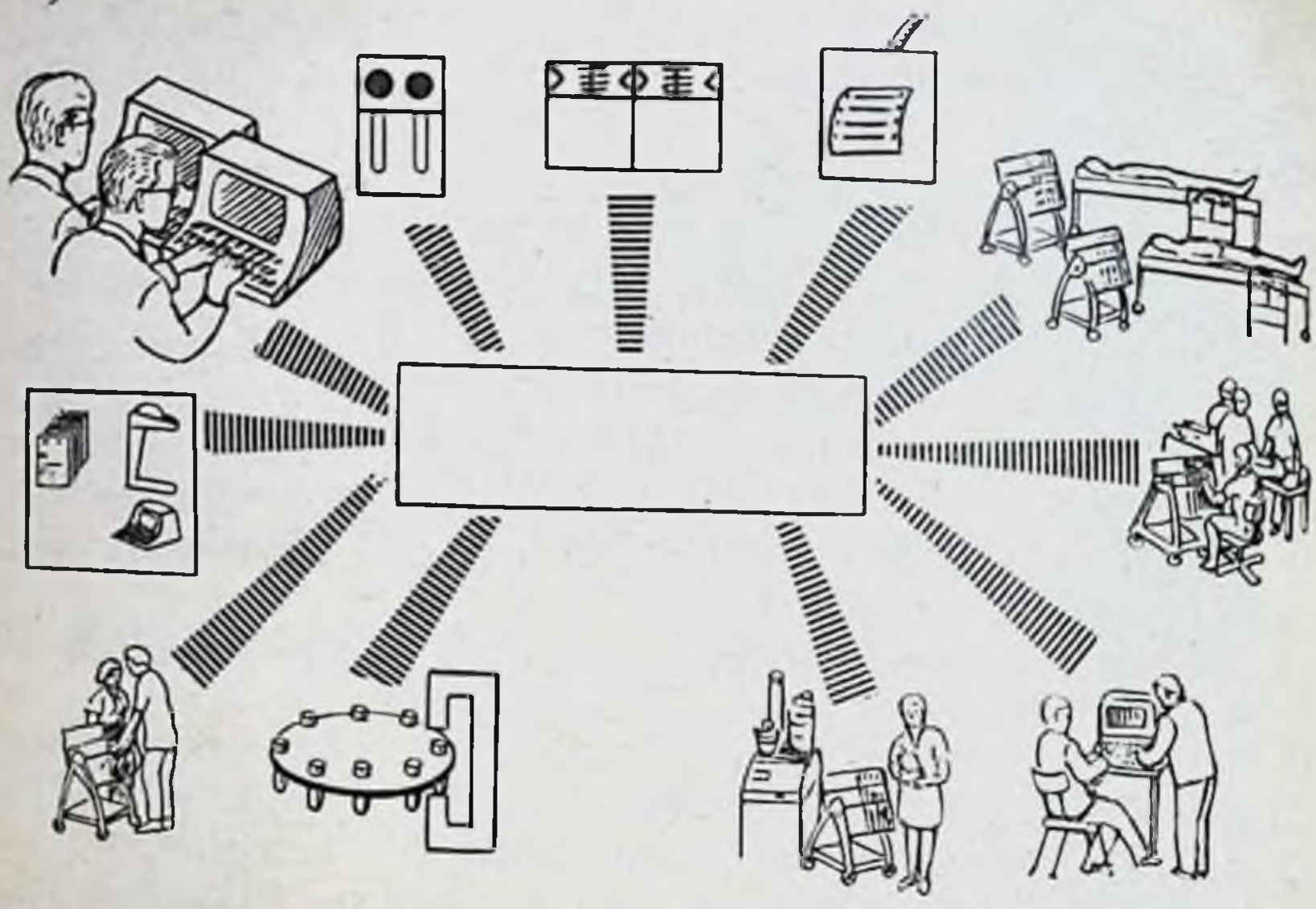


Рис. 28. Схематическое изображение абонентов медицинской информационной системы многопрофильного лечебного учреждения.

Такие комплексы могут использоваться в медицине при создании автоматических справочно-информационных систем, автоматизированных систем управления (АСУ), предназначенных для сбора и оперативной обработки информации, систем АОД функциональных исследований. В последнем случае датчики и приемники информации должны иметь на входе и выходе блоки согласования с каналами связи.

Аппаратура сопряжения «Минск-1560» включает (рис. 29) устройство управления *1*, стол оператора *2*, блок линейной аппаратуры *3*, рулонный телеграфный аппарат РТА-60, вызывной прибор. Устройство управления обеспечивает распределение во времени работы индивидуального линейного оборудования и блока связи ЭВМ с буферным запоминающим устройством (БЗУ); формирование тактовых импульсов, подключение служебного телеграфного аппарата к любой из линий в качестве контрольного или к ЭВМ; обращение к БЗУ, хранение номера линии, по которой послан запрос на обмен информацией, общую блокировку устройства, вызов оператора и обмен служебными символами перед вводом информации; выдачу автоответа из ЭВМ, управление работой устройства в автономных режимах.

В качестве периферийной аппаратуры предусмотрено подключение рулонных телеграфных аппаратов РТА-60, устройств регистрации информации УРИ-2М, устройств индикации УИ и др.

Система математического обеспечения аппаратуры «Минск-1560» включает:

1. Программы ввода — вывода информации, предназначенные для обмена рабочей информацией между абонентами и ЭВМ по местным некоммутируемым, коммутируемым телеграфным и телефонным линиям связи.

2. Программы ввода — вывода информации по местным телеграфным и коммутируемым телефонным линиям связи, предназначенные для организации обмена и контроля функционирования технических средств АСУ.

3. Программу ввода — вывода информации с контролем на автоматическом цифропечатающем устройстве (АЦПУ), предназначенную для обмена информацией по местным линиям связи через два комплекта аппаратуры «Минск-1560» и для последующей обработки информации, принятой от абонентов, документирования на АЦПУ информации для абонентов, контроля функционирования комплекса аппаратурных средств пользователей, распечатки на АЦПУ информации, подготовленной на перфоленте.

4. Программу информационно-справочную, предназначенную для обеспечения приема информации с телеграфных аппаратов по местным линиям связи в магнитное оперативное запоминающее устройство (МОЗУ) и из МОЗУ на магнитные ленты, ввода запроса, выдачи на поступивший запрос ответа из «Банка данных» и вывода его на телеграфный аппарат или АЦПУ.

5. Программы, находящиеся в стадии разработки:

а) ввода — вывода информации из первичных элементов съема;

б) вывода из МОЗУ на магнитную ленту информации с исправленной библиотекой программ и автоматическим каталогом сообщений;

в) информационно-справочная программа с выводом на устройства визуального отображения информации (дисплеи).

Использование оконечных устройств с визуальным представлением информации для дистанционной связи с центральной ЭЦВМ в настоящее время является наиболее удачным решением проблемы обмена информа-

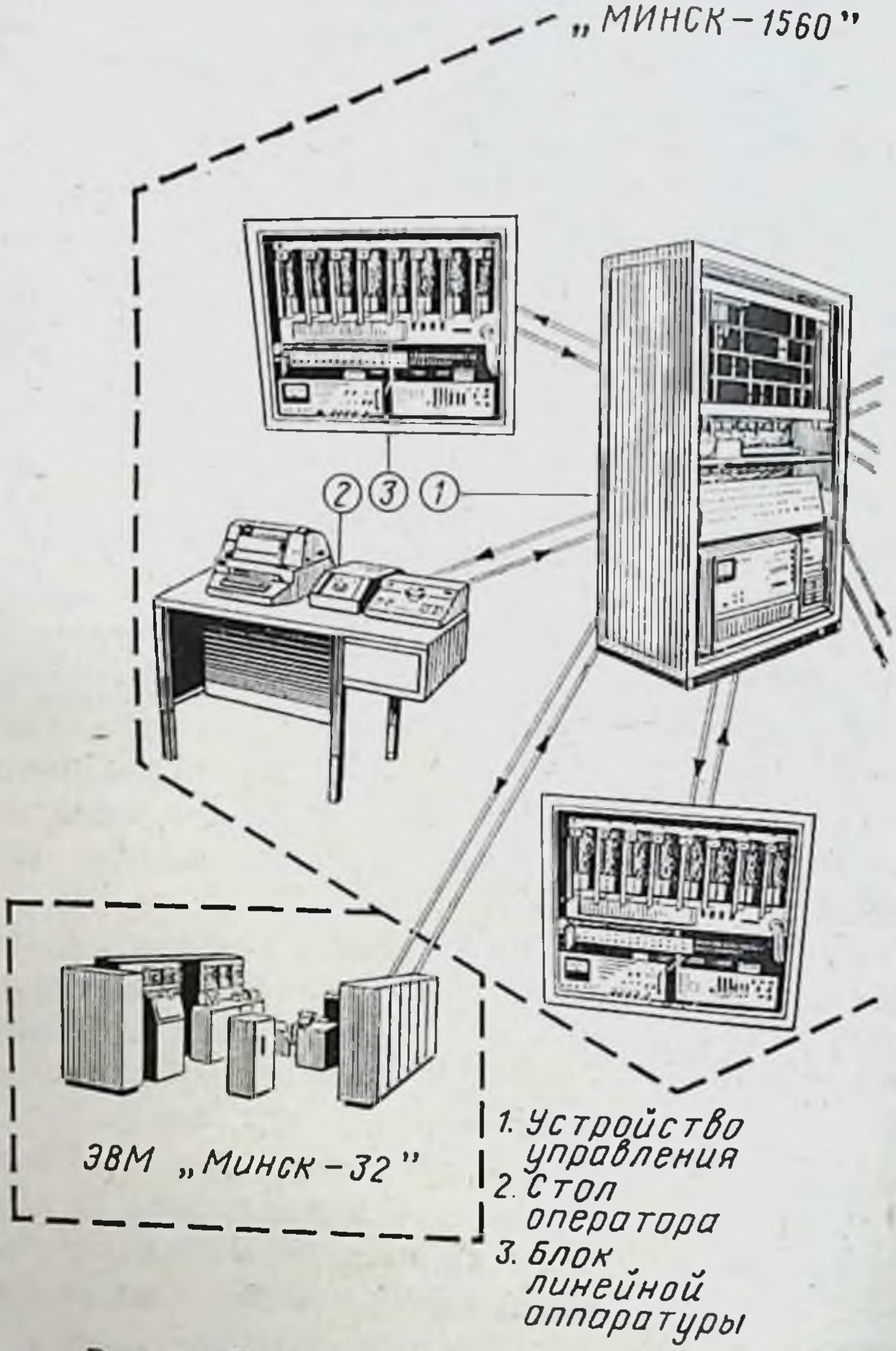
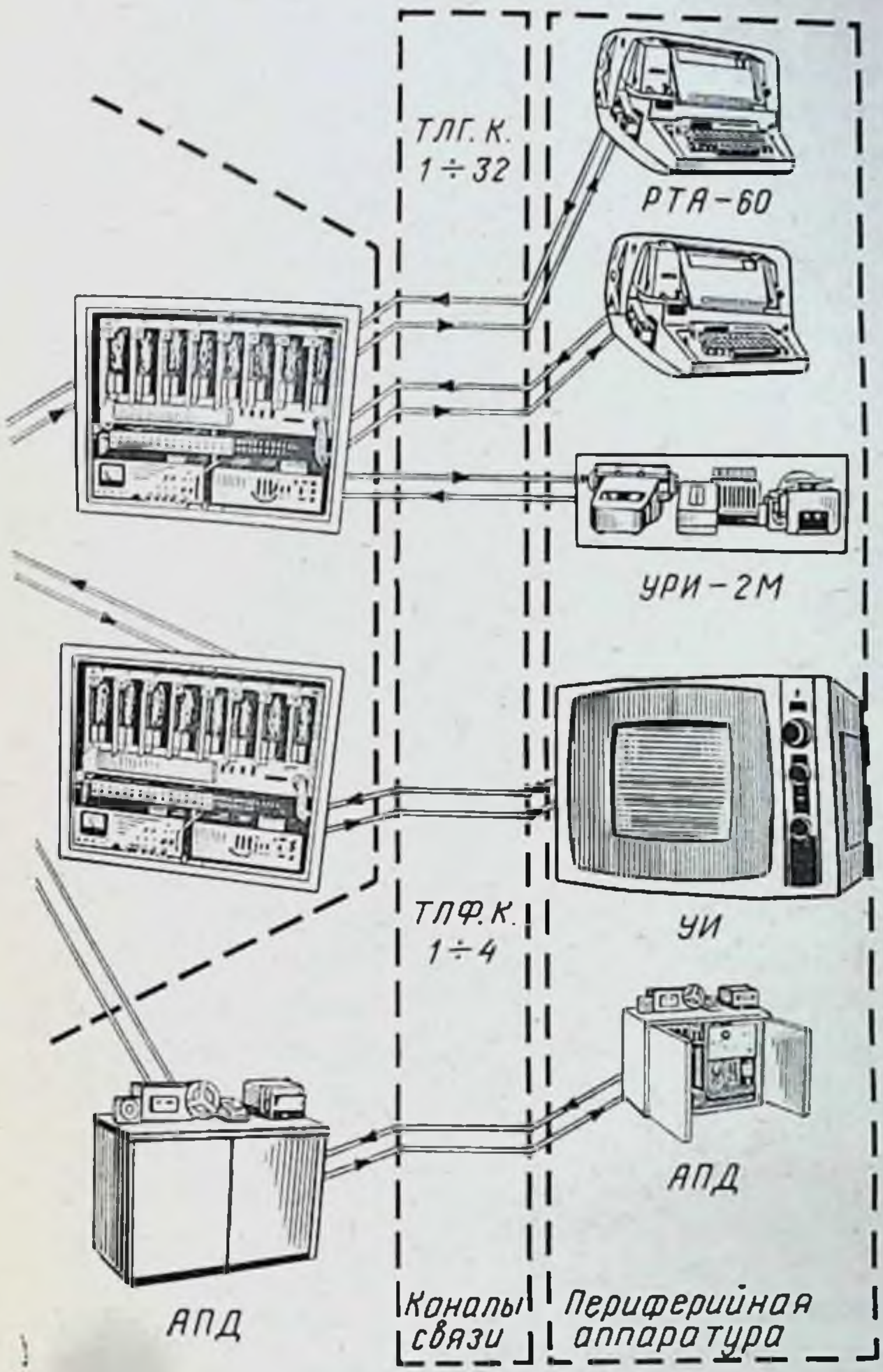


Рис. 29. Схема одного из вариантов технического темы на базе ЭВМ «Минск-32» с комплексом

цией между человеком и машиной в больничной информационной системе. В одной из систем АОД в больнице на 300 коек, построенной на базе ЭЦВМ в режиме разделения времени [155], используются 24 подобных оконечных устройства.

Каждое из оконечных устройств состоит из индикатора (ЭЛТ) со «световым пером», алфавитно-цифровой

каналами связи в АСУ



обеспечения медицинской информационной сис- сопряжения ЭВМ со стандартными каналами связи.

клавиатуры, устройства считывания перфокарт и печатающего устройства.

На экране индикатора может быть одновременно представлено около 1000 знаков. Хранение данных в памяти машины организовано следующим образом. Информация по каждой теме может быть представлена в большом числе «разделов», каждый из которых в свою

очередь может состоять из большого числа «страниц». Объем «страницы» ограничивается числом знаков, представляемых на экране индикатора в одном кадре. Имеется возможность многократно вносить небольшие изменения в содержание каждой страницы.

При вводе информации в систему выполняется следующая последовательность действий: 1) именуется пользователь; 2) получается подтверждение готовности системы к работе; 3) выбирается нужная «страница»; 4) в устройство с помощью «светового пера» или клавиатуры вводится информация, которая тотчас же отображается на экране; 5) подтверждается правильность ввода информации; 6) для регистрации на бумаге информация, представленная на экране, может быть выведена на печать.

Опыт эксплуатации данной системы показал, что существует необходимость дальнейшего развития сети периферийных устройств, увеличение числа устройств ввода — вывода и количества знаков информации, отображаемой на экране ЭЛТ.

В основу одного из проектов АОД, учитывающих такую необходимость [57], положена концепция выделения стандартизованного внутрисистемного уровня — «ядра», инвариантного к составу комплекса и типу поставленных задач. Ядро представляет собой модульную систему, организованную по принципу «САМАС» и имеющую ряд стандартных форматов представления информации.

По отношению к ядру остальные компоненты системы — ЭЦВМ, специализированные внешние устройства, аппаратура сбора данных — являются «абонентами». Для связи абонента с ядром используется стандартная система сопряжения абонента с представляющим его в ядре модулем обмена. Такой проект соответствует прогрессивной тенденции стандартизации многомашинных систем. Важным отличием комплексов АОД экспериментальных и клинических исследований от обычных вычислительных систем коллективного пользования является использование уникального оборудования и наличие большого количества необходимых внутрисистемных связей. Поэтому, в частности, структура типового многомашинного комплекса АОД экспериментальных и клинических исследований, рассчитанного на обработку больших массивов информации, должна обеспечивать:

1. Взаимодействие мини-ЭВМ, используемых для управления сбором данных и их первичной обработки, с ЭВМ более высокой производительности.

2. Коллективное использование уникальных внешних устройств (графические дисплеи, оптические устройства для ввода информации и др.), т. е. использование с любой ЭВМ, входящей в комплекс.

3. Взаимодействие средств сбора данных с вычислителями: уникальные приборы, поставляющие исходную информацию, должны при необходимости эффективно использоваться в нескольких исследованиях, обслуживаемых различными ЭЦВМ.

5—2. Применение аналоговых вычислительных машин для обработки медицинской информации

Рассмотрим некоторые характерные примеры использования специализированных аналоговых вычислительных устройств для различного рода клинических исследований.

В одном из известных методов определения насыщения крови кислородом этот важнейший физиологический параметр измеряется следующим образом. Исследуемый образец крови и эталонный изотонический гепаринизированный раствор помещают в кюветы, после чего проводится измерение их оптических плотностей в красных и инфракрасных лучах. Подобное измерение осуществляется с помощью фотодатчиков, в цепь которых включены гальванометры. Если R_0, $R_в$ — отсчеты показаний гальванометров соответственно для эталонного раствора и исследуемого образца при использовании красных лучей, а IR_0, $IR_в$ аналогичные величины для инфракрасного излучения, то для определения насыщения крови кислородом в данном методе необходимо сначала рассчитать отношение:

$$\frac{\lg R_0 - \lg R_в}{\lg IR_0 - \lg IR_в} = \frac{\lg R_0/R_в}{\lg IR_0/IR_в},$$

а потом с помощью специальной градуировочной кривой найти по вычисленному отношению интересующий врача показатель. Применение простого аналогового вычислительного устройства избавляет от необходимости проведения указанных достаточно трудных расчетов. Входными сигналами подобного устрой-

ства являются токи, соответствующие величинам R_o, $R_в$, IR_o, $IR_в$ от кювет, просвечиваемых красными и инфракрасными лучами. Для последующей обработки сигналов используются операционные усилители, осуществляющие операцию логарифмирования, делительное устройство для вычисления отношения и преобразующее устройство на операционном усилителе, учитывающее характер градуировочной кривой. В результате в качестве выходного сигнала получается сигнал, соответствующий искомой величине насыщения крови кислородом с точностью, сравнимой с получающейся при расчете вручную. Сопоставление результатов измерений величины насыщения с помощью подобной установки и путем использования одного из известных химических методов определения этого показателя (методом Ван Слайка) показало хорошее совпадение результатов в диапазоне изменения насыщения 0—95%.

При измерении средней объемной скорости потока крови широко используется так называемый метод разведения индикатора. В этом методе в кровеносный сосуд импульсно вводится дозированное количество специального вещества (индикатора), обладающего определенным характерным свойством. В точке измерения, расположенной ниже по течению крови от места введения индикатора, фиксируется кривая изменения концентрации индикаторного вещества в крови. Для последующих вычислений необходимо произвести экстраполяцию нисходящего участка этой кривой, чтобы проследить изменение концентрации индикатора, которое бы наблюдалось в точке измерения, если бы некоторая часть введенного индикатора не проходила повторно через эту точку до того, как весь индикатор пройдет ее целиком. Обычно используется экспоненциальная экстраполяция нисходящей ветви кривой разведения. Затем кривая разведения с экстраполированной ветвью интегрируется, и полученное значение интеграла используется для расчета объемной скорости кровотока и других параметров кровообращения. Все эти расчеты могут выполняться с помощью специализированного аналогового устройства, если автоматизировать процесс измерения концентрации индикатора. Это может представлять известные трудности, если, например, в качестве индикатора используется краситель. Более удобным для целей авто-

матизации представляется применение температуры в качестве характерного свойства вводимого индикатора. В этом случае процесс измерения сводится к вводу в сосудистое русло жидкости (например, физиологического раствора) с температурой, отличной от температуры крови, и последующего определения изменения температуры крови в точке измерения. Указанный метод, названный методом термодилюции, имеет существенные преимущества перед другими разновидностями методов разведения индикатора, когда требуется многократное определение объемной скорости кровотока у больных после операций, с инфарктом миокарда и в других случаях интенсивного наблюдения. Основными из них являются следующие:

1. В этом методе индикатором является тепло, т. е. естественный продукт метаболизма. Количество вводимого индикатора очень мало по сравнению с теплоемкостью тела в целом, и, таким образом, кумулятивный эффект при последовательном измерении пренебрежимо мал.

2. Теплота мало поглощается миокардом или стенками сосудистого русла и практически полностью переносится по капиллярам при циркуляции индикатора, что позволяет избежать существенных ошибок.

3. Последовательные измерения концентрации индикатора не связаны с отбором проб крови.

Объемная скорость кровотока в методе термодилюции может быть найдена по формуле:

$$F_в = \frac{\Delta Q_I}{\rho_в \cdot C_в \cdot \int_0^\infty \Delta T_в(t)dt},$$

где ΔQ_I — количество теплоты, вводимое с индикатором в сосудистое русло; $\rho_в$, $C_в$ — соответственно плотность крови и ее удельная теплоемкость; $\Delta T_в(t)$ — изменение температуры крови в точке измерения после введения индикатора относительно исходного уровня температуры. На практике точное измерение количества тепла на входе ΔQ_I вызывает большие затруднения, поскольку при использовании катетера для ввода индикатора в кровеносный сосуд дополнительное количество теплоты переносится непосредственно через стенки катетера. В первом приближении можно считать, что

$$\Delta Q_I \simeq \rho_I \cdot C_I (V_I - V_E)(T_в - T_I),$$

где ρ_I — плотность индикаторной жидкости; C_I — ее удельная теплоемкость; V_I — общий объем используемого индикатора; V_E — его объем внутри сосудистой части катетера, где индикаторная жидкость нагрета до температуры крови; T_B — температура крови; T_I — температура индикатора в резервуаре.

Величина $(V_I - V_E)$ фактически определяет объем вводимой жидкости, обладающей температурой, контрастной к температуре крови. Ясно, что этот объем должен измеряться с достаточной точностью.

Поскольку отношение $\frac{\rho_I C_I}{\rho_B C_B} = K$ может меняться в различных случаях, как правило, весьма незначительно (единицы процента), а величина $(V_I - V_E)$ может быть выбрана постоянной, то в этих условиях определение объемной скорости кровотока сводится к измерению величин T_B, T_I, $\Delta T_B(t)$ с последующим расчетом по формуле:

$$F_B = K(V_I - V_E)\frac{T_B - T_I}{\int_0^\infty \Delta T_B(t)dt},$$

что может осуществляться с помощью аналогового вычислительного устройства [265]. В таком устройстве температуры измеряются с помощью термисторов. Значение напряжений, соответствующих температурам T_B и T_I, фиксируется специальными аналоговыми схемами запоминания на операционных усилителях с конденсатором в качестве элемента запоминания. Образование разностей $T_B - T_I$, $\Delta T_B(t)$, а также операция интегрирования в течение примерно 20 сек также реализованы на операционных усилителях. Расчет отношения и умножение на $K(V_I - V_E)$ производятся в дискретном виде специальной схемой делителя-умножителя. Использование рассматриваемого устройства показало, что с его помощью удается быстро и достаточно точно измерить значения объемной скорости кровотока, причем основная погрешность измерения обусловлена не неточностями в выполнении вычислительных операций, а в первую очередь определяется методическими погрешностями съема информации.

Применение аналоговой техники для определения механических параметров дыхания в определенной сте-

нии ограничено необходимостью запоминания тех или иных величин, например величин электрических напряжений, соответствующих давлению и объему в момент окончания вдоха и выдоха.

Для автоматического вычисления растяжимости (податливости, эластичности) легких измеряют давление и объем в моменты окончания выдоха и вдоха, т. е. когда скорость воздушного потока равна нулю, и все дыхательное усилие идет на преодоление упругого сопротивления [243]:

$$C = \frac{V_i - V_e}{P_i - P_e},$$

где C — коэффициент, характеризующий эластичность легких; V_i и V_e — соответственно объем (в $см^3$) в конце вдоха и объем в конце выдоха; P_i и P_e — давление в конце вдоха и в конце выдоха (в см вод. ст.).

Момент перехода сигнала скорости воздушного потока через нуль используют для запуска отслеживающих фиксаторов, переходящих из режима слежения за изменениями значений V и P в режим фиксации (запоминания) этих параметров. Схемы построены таким образом, что они после определения всех показателей V_i, V_e, P_i, P_e и вычисления C сбрасываются в нулевое положение, после чего проводятся новые измерения в очередном дыхательном цикле. Величина C при этом сохраняется до момента получения его очередного значения. Все элементы схемы (устройства отслеживания, фиксации, вычитания, деления, хранения результатов вычисления, определения нулевых скоростей воздушного потока) реализованы на стандартных элементах аналоговой техники (операционных усилителях с добавлением нелинейных элементов и реле).

Одним из существенных механических показателей функционирования органов дыхания является величина вязкого сопротивления потоку воздуха R. Как известно, полное давление, развиваемое в дыхательной системе P_L, должно преодолеть упругое сопротивление легких и вязкое сопротивление потоку воздуха:

$$P_L = P_{EL} + P_R = V\frac{P_i - P_e}{V_i - V_e} + R\frac{dV}{dt} = \frac{V}{C} + R\frac{dV}{dt},$$

где P_{EL}, P_R — давление, необходимое для преодоления соответственно упругого и вязкого сопротивления; V — объем легких; R — показатель вязкого сопротивления.

Ясно, что значения P_L, V, $\frac{dV}{dt}$ являются некоторыми функциями времени: P_{Lt}, V_t, $\left(\frac{dV_t}{dt}\right)$. Кроме того, поскольку на практике не удается получить значение абсолютного объема легких, объем в момент окончания выдоха принимают равным нулю. При этом формула для P_L принимает следующий вид:

$$P_{Lt} = P_0 + \frac{V_t}{C} + R\left(\frac{dV_t}{dt}\right),$$

где P_0 — минимальное остаточное давление в легких в конце выдоха. В конечном итоге вычисление значения R может производиться путем измерения наиболее удобных с этой точки зрения параметров P_{Lt}, $\frac{dV_t}{dt}$ с последующим вычислением $V_t = \int_0^t (dV_t/dt)\,dt$. Значение C определяется с помощью указанных ранее соотношений. Тогда, зная P_0, легко в конечном итоге найти и искомую величину R. Для автоматического вычисления P_{Lt} может использоваться аналоговое устройство [243], включающее в себя ключ определения нулевого уровня (для фиксации значения P_0), элемент запоминания значения P_0, интегрирующий усилитель (для вычисления V_t), умножитель, определяющий значение $P_{EL} = V_t \cdot \frac{1}{C}$, вычитающее устройство, образующее разность $P_R = P_{Lt} - P_0 - P_{EL}$, и делительное устройство, на выходе которого образуется искомая величина $R = P_R/\frac{dV_t}{dt}$. Значение C находится указанным ранее способом. При этом значение растяжимости C, полученное в одном цикле дыхания, запоминается для вычисления сопротивления R в последующих циклах. Естественно, что при желании в любой момент можно определить новое значение C. Величина R, получаемая на выходе устройства, записывается в виде непрерывной функции времени.

Вычисление вязкого сопротивления дыханию с применением АВМ дает не вполне точные результаты, так как в течение одного дыхательного цикла поток дважды обращается в нуль (окончание вдоха и выдоха). При этом может происходить нарушение режима работы

делительного устройства, на восстановление работоспособности которого требуется определенное время.

Зная значения $\left(\frac{dV_t}{dt}\right)$, P_{Lt}, P_0, можно найти величину работы А, затрачиваемой на дыхание:

$$A = \int_{t_1}^{t_2} \left[(P_{Lt} - P_0) \frac{dV_t}{dt} \right] dt,$$

где t_1 — момент начала вдоха; t_2 — момент окончания выдоха. Если при вычислениях вручную расчет работы А наиболее трудоемок, то использование соответствующего вычислительного устройства позволяет легко определить этот показатель. При этом вычислительное устройство [243] содержит лишь умножитель и интегратор, управляемый ключом нулевого уровня воздушного потока, фиксирующий моменты времени t_1, t_2. Сброс напряжения интегратора по окончании каждого выдоха позволяет непрерывно записывать работу дыхания в течение любого периода времени. Точность вычислений при этом выше, чем при расчетах [197, 210].

Исследование кислотно-щелочного состояния (КЩС) — неотъемлемая часть изучения спонтанного или искусственного дыхания и процессов метаболизма в организме.

Поддержание постоянства внутренней среды организма, часто обозначаемое термином «гомеостаз» [1],— динамический процесс, являющийся одним из основных условий жизнедеятельности организма. В клинической практике и экспериментальных условиях важнейшими показателями постоянства внутренней среды или степени его коррекции в экстремальных условиях являются показатели кислотно-щелочного состояния (КЩС). Последнее зачастую исследуют по методу Аструпа в модификации Siggaard — Andersen на аппаратах Аструпа (фирма Radiometer, Дания).

Метод основан на известном уравнении Henderson — Hasselbalch

$$pH = pK + \lg \frac{[HCO_3^-]}{0{,}03 \cdot pCO_2}.$$

Здесь pH — условный знак для обозначения отрицательного логарифма концентрации ионов водорода. Он ха-

[1] Homeostasis (греч.) — homoios (однородный) и stasis (состояние).

рактеризует величину активной реакции раствора. При нейтральной реакции раствора pH = 7,00. В норме у человека (при слабощелочной реакции крови) pH = 7,35—7,45; pK = —lg K, где K — константа диссоциации, характеризующая свойства так называемого буферного раствора, т. е. раствора, способного уменьшать смещение его pH при добавлении к нему кислот или щелочей по сравнению, например, с водой. Буферными свойствами обладают, в частности, аминокислоты, белки, гемоглобин, кровь и т. д. Значения pK для разных буферных растворов известны исследователю, и хотя они зависят от некоторых внешних факторов (pH растворителя, температуры), однако обычно изменения pK незначительны по сравнению с изменением второго слагаемого; $[HCO_3^-]$ — концентрация бикарбоната в мэкв/л плазмы; pCO_2 — парциальное давление CO_2 в крови в мм рт. ст.

Кроме основных показателей КЩС (pH, $[HCO_3^-]$, pCO_2), существуют и другие параметры КЩС, связанные с основными [1]. Так, например, известна формула:

$$[HCO_3^-] = \alpha + \beta \cdot BE - \gamma \cdot pH,$$

где α, β, γ — коэффициенты, зависящие от содержания гемоглобина в крови или так называемой буферной емкости крови; BE — показатель смещения буферных оснований в мэкв/л. В норме BE = 0; положительное значение BE указывает на избыток оснований или на дефицит кислот, отрицательное — наоборот.

Непосредственное экспериментальное определение показателей КЩС, таких, как pH, $[HCO_3^-]$, pCO_2, BE, сопряжено со значительными трудностями. Современные методы анализа позволяют определить с помощью конкретной аппаратуры лишь некоторые из них. Остальные показатели можно вычислять по приведенным уравнениям, что, однако, сопряжено с достаточно трудоемкими расчетами. Известны специализированные малогабаритные АВМ, предназначенные для облегчения решения этой задачи [169]. Такие АВМ позволяют, если известны два любых показателя КЩС из числа указанных ранее, находить с помощью приведенных здесь уравнений два других параметра КЩС. АВМ содержит набор потенциометров для установки констант α, β, γ, pK и

[1] Подробнее о параметрах КЩС см. в разделе 5—4 «Обработка данных с помощью ЦВМ».

задания численных значений любых двух переменных из четырех ($[HCO_3^-]$, pH, pCO_2, BE), операционные блоки, выполняющие операции вычитания, сложения, логарифмирования и потенцирования, и коммутационный узел, позволяющий менять схему соединений операционных блоков в зависимости от того, какие переменные считаются заданными, а какие — искомыми. Операционные блоки построены на базе интегральных усилителей, имеющих малые размеры и хорошие технические характеристики.

Описываемое устройство является стабильным и надежным, не требует повторных калибровок. Так, например, расчет pH производится с точностью до 0,02 в диапазоне 7,1—7,7 при концентрации бикарбоната в диапазоне 10—40 ммоль/л, а pCO_2 — 10—80 мм рт. ст.

Все рассмотренные здесь аналоговые вычислительные устройства относились к числу специализированных. Однако в медицинской практике могут использоваться и сложные универсальные аналоговые системы обработки. В качестве примера подобных систем можно рассмотреть систему PARDACS [112].

PARDACS — аналоговая система записи, отображения и расчета физиологической информации, разработанная для обслуживания исследователей с разнообразными интересами. Датчики и усилители системы позволяют обрабатывать данные о давлении, изменении потоков, электрических потенциалов, результаты анализов газов и крови. Аналоговые переменные записываются на 24-канальном самописце, отображаются на осциллографе или измерительных приборах и могут быть выведены на аналого-цифровые преобразователи для того, чтобы облегчить решение задач табулирования данных и их статистической обработки. Распределительная панель обеспечивает изменение программы в процессе эксперимента. Аналоговое устройство может с успехом использоваться не только для расчетов, но также и для имитации физиологических систем.

Система PARDACS состоит из трех подсистем:

1) подсистема сбора информации, состоящая из датчиков давления и связанных с ними прецизионных усилителей, анализаторов газа (N_2, CO_2 и CO), денситометров и усилителей специального назначения;

2) подсистема записи и отображения, состоящая из 24-канального самописца, 4-канального осциллографа,

цифрового вольтметра и стрелочных измерительных приборов;

3) аналоговая вычислительная машина общего назначения с пятью — десятью усилителями и устройством управления режимом работы АВМ.

Критериями при разработке системы были выбраны высокая стабильность и надежность всех узлов, устранение необходимости повторных калибровок, уменьшение времени запуска системы.

За исключением устройства отображения, система PARDACS целиком выполнена на транзисторах и интегральных схемах.

Пульт индикации системы имеет шесть индикаторов для визуального контроля и два — для подачи сигнала тревоги, которые включаются, если переменная выходит за установленные пределы. Экранированная распределительная панель на 781 вывод позволяет соединять в различных комбинациях входы и выходы всех компонентов PARDACS.

Панель управления позволяет:

1) управлять отображением значений параметров на стрелочных вольтметрах, цифровых вольтметрах или осциллографах; 2) управлять режимом работы системы и изменять время расчета от 50 до 1000 мс; 3) переключать программы аналогового устройства; 4) выравнивать уровни сигналов с помощью аттенюаторов; 5) выключать сигналы тревоги и контрольные лампочки для работы в условиях, требующих полного затемнения; 6) переключать подсистемы на дистанционное управление.

Для использования системы PARDACS в исследованиях сердца, сосудов и органов дыхания разработаны специальные усилители для датчиков давления с линейностью $\pm 0{,}02\%$ и стабильностью $\pm 0{,}005\%$ в течение 15 мин. Для анализа выдыхаемой смеси газов используются два анализатора азота и инфракрасный анализатор для CO_2. Могут применяться два устройства, позволяющие проводить независимый анализ для каждого легкого. Усиление ЭКГ и ЭЭГ производится с помощью трех операционных усилителей с высоким коэффициентом подавления помехи. Данная система успешно работала в лаборатории медицинских исследований, значительно повысив эффективность обработки медицинской информации.

5—3. Преобразователи информации[1]

Широкое применение цифровых вычислительных машин как наиболее мощного и универсального средства обработки медико-биологических сигналов практически трудно реализуемо без применения устройств преобразования информации. В самом деле, как отмечалось, большинство медицинских сигналов по своей природе является сигналами непрерывными, аналоговыми. Поскольку ЭЦВМ могут оперировать только с числами, причем числами, представленными в кодированном виде (в кодах машины), необходимы специальные устройства, автоматически осуществляющие в дискретные моменты времени перевод исходного аналогового сигнала в дискретную форму и представление его в виде определенного машинного кода. Подобные устройства называются аналого-цифровыми преобразователями (АЦП). С другой стороны, итоговая информация, получаемая после обработки на ЭЦВМ, представлена, естественно, в цифровом виде. В ряде случаев для наглядности необходимо иметь и представление результатов в аналоговом виде. Так, например, при длительном наблюдении за состоянием тяжелобольных необходимо иметь непрерывную картину изменения различных физиологических параметров (число дыханий и сердечных сокращений в единицу времени и т. д.) в течение часов или суток. В такой ситуации целесообразно преобразовать получаемый числовой результат в аналоговую форму с последующей регистрацией аналогового сигнала, например на обычном самописце. Автоматическое преобразование цифровой величины в непрерывную осуществляется с помощью цифро-аналоговых преобразователей (ЦАП).

Процесс преобразования непрерывного сигнала в цифровой (дискретный) сопровождается процессами квантования исходного сигнала по времени и по уровню.

Операция квантования по времени заключается в том, что непрерывный сигнал U_x (см. рис. 30, *а*) представляется в виде некоторых значений, зафиксированных в отдельные, как правило, равноотстоящие моменты времени $U_{0i}=U_x(i\cdot T_{nk})$; $i=1, 2, \ldots, k$ (рис.

---

[1] Раздел написан совместно с инженером А. М. Чернышом.

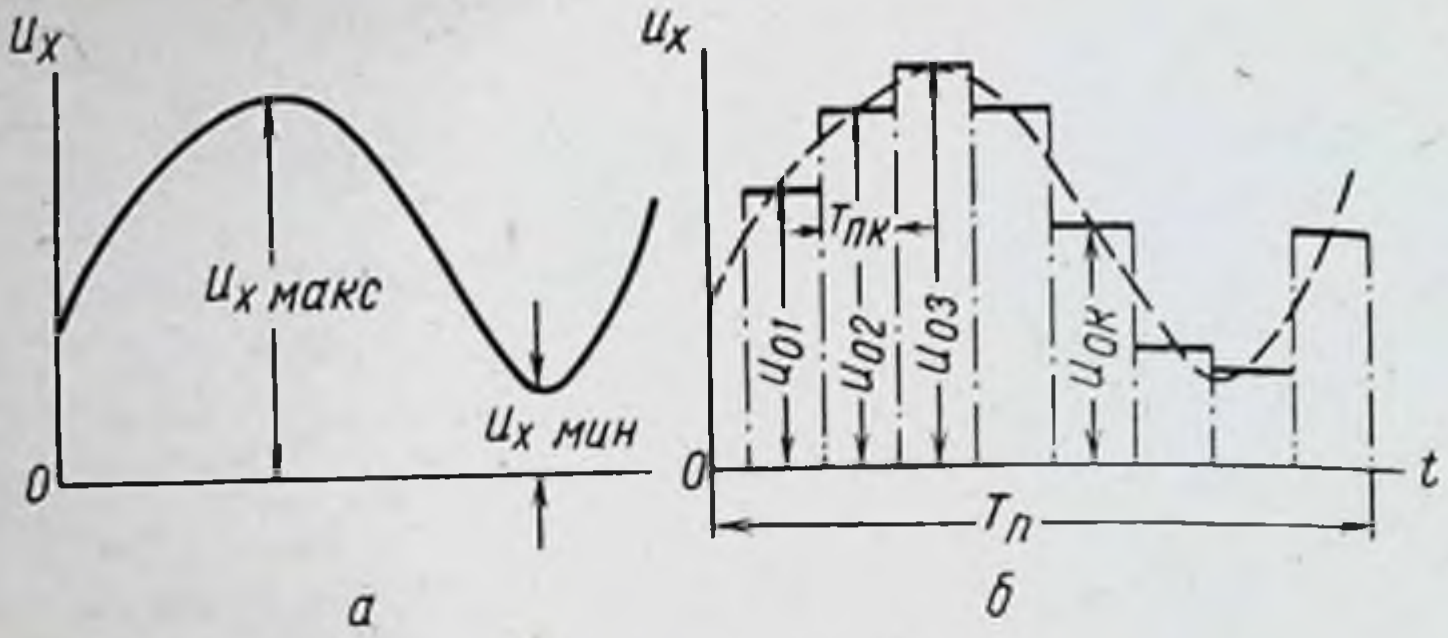


Рис. 30. Процесс непрерывно-дискретного преобразования.
а — непрерывный сигнал; *б* — преобразованный сигнал.

30, *б*). Интервал T_{nk} обычно называют периодом квантования по времени. Обратная ему величина — скорость квантования по времени $n = 1/T_{nk}$ — показывает, какое число преобразований аналог — цифра производится за единицу времени.

Любая непрерывная величина в пределах от $U_{x\,макс}$ до $U_{x\,мин}$ принимает бесконечное множество значений. Естественно, что преобразование всех этих значений в цифровую форму с абсолютной точностью невозможно. Приходится разбивать весь диапазон значений на некоторое количество дискретных уровней и в момент преобразования приписывать значение U_x к ближайшему уровню. Тем самым осуществляется квантование непрерывного сигнала по уровню.

Квантование по уровню и по времени вносит определенную погрешность, связанную с процессом дискретизации. Кроме того, при практической реализации преобразования вследствие инерционности электронных схем появляется дополнительная динамическая погрешность преобразования.

Рассмотрим некоторые типовые схемы АЦП. Среди многочисленных методов реализации аналого-цифрового преобразования можно выделить время-импульсный, кодоимпульсный, частотноимпульсный методы и метод пространственного кодирования.

Время-импульсный метод использует предварительное преобразование мгновенного значения входного сигнала в пропорциональный ему интервал времени. В течение этого интервала на счетчик поступают импульсы с генератора (рис. 31). Число этих импульсов определя-

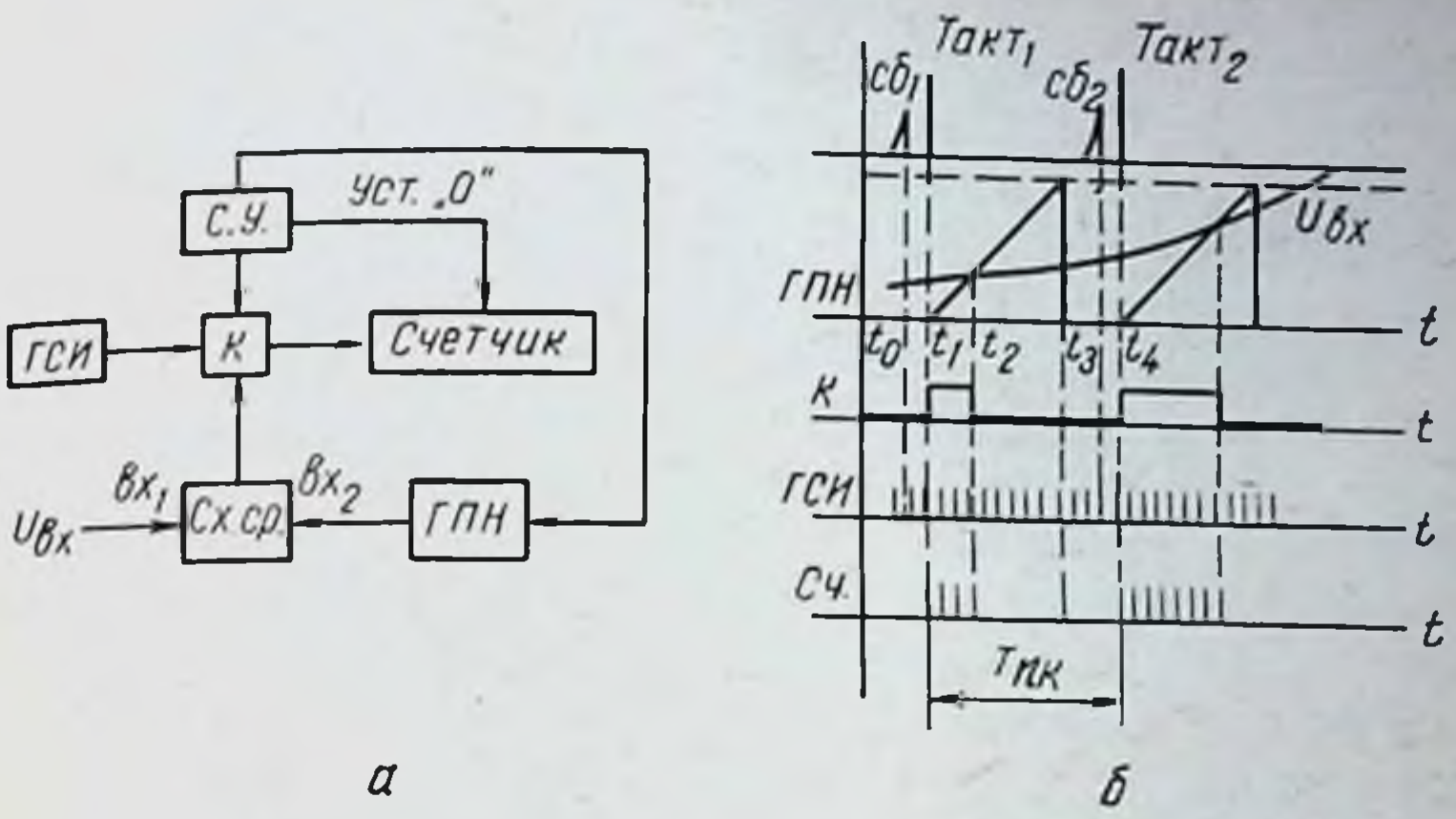


Рис. 31. Аналого-цифровой преобразователь, использующий время-импульсный метод.

а — блок-схема; *б* — временна́я диаграмма работы АЦП.

ет в конечном итоге числовое значение непрерывного сигнала в момент измерения. Выходная величина преобразователя может выдаваться в любом коде, так как это зависит только от схемы счетчика и не определяется методом преобразования. Предварительное преобразование величины непрерывного сигнала во временно́й интервал обычно производится путем сравнения с пилообразным напряжением. Схема преобразователя работает следующим образом.

В исходный момент времени все триггеры счетчика установлены в положение 0, электронный клапан К закрыт потенциалом схемы управления С. У., и импульсы с генератора стандартных импульсов (ГСИ) на вход счетчика не поступают. Генератор пилообразного напряжения (ГПН) работает в ждущем режиме. Непрерывный сигнал $U_{вх}$ постоянно поступает на вход $вх_1$ схемы сравнения (Сх. ср.).

В момент времени t_1 С. У. вырабатывает тактовый сигнал, по которому открывается клапан К, пропуская импульсы с ГСИ на вход счетчика. Кроме того, тактовый импульс запускает ГПН, и на входе $вх_2$ схемы сравнения начинает линейно нарастать напряжение. В момент времени t_2, когда напряжения на обоих входах схемы сравнения станут одинаковыми (в пределах погрешности), на выходе схемы сравнения появляется сиг-

нал, запирающий клапан К и тем самым прекращающий поступление импульсов с ГСИ на счетчик. Таким образом, в счетчике будет записан код, пропорциональный величине $U_{вх}$ в момент времени t_2. После окончания измерения информация в виде кода, записанного в счетчике, считывается во внешние устройства. Операция считывания может длиться до поступления на счетчик со схемы управления сигнала установки 0, после чего устройство подготовлено к следующему такту преобразования. Для правильной работы схемы необходимо, чтобы время срабатывания ГПН (нарастание линейного напряжения в пределе до $U_{вх}$ макс и сброс его до нуля) $t_1—t_3$ было бы меньше периода квантования $T_{пк}$. Длительность $T_{пк}$ выбирается в зависимости от скорости изменения преобразуемого сигнала и заданной точности преобразования. Максимальная амплитуда эталонного пилообразного напряжения ГПН должна быть не меньше максимально допустимого уровня преобразуемого напряжения $U_{вх}$. Точность преобразования таких устройств ограничена пороговой чувствительностью схемы сравнения, стабильностью и линейностью ГПН.

Очевидно, что к схемам сравнения здесь предъявляются весьма высокие требования. Обычно такие схемы характеризуются рядом параметров: чувствительностью, стабильностью момента срабатывания, величиной входного сопротивления, крутизной управляющего импульса. Примером простейшей схемы сравнения может служить диодная схема (рис. 32, *а*). Как только эталонное пилообразное напряжение $U_э$ становится больше $U_{вх}$, диод $Д_1$ запирается, а $Д_2$ открывается, по резистору R_2 начинает течь ток, а на выходе появляется импульс управления. Такие схемы имеют очень низкую чувствительность за счет наличия у диодов пологого участка вольтамперной характеристики в области малых напряжений. Для повышения чувствительности схем сравнения используется предварительное усиление сигнала. На рис. 32, *б* представлена схема сравнения, построенная на дифференциальном усилителе. Преобразуемое и эталонное напряжения подаются соответственно на входы транзисторов T_1 и T_2. С выходов дифференциального усилителя снимается напряжение, пропорциональное разности входных напряжений:

$$U_{вых}=k(U_{вх}—U_э),$$

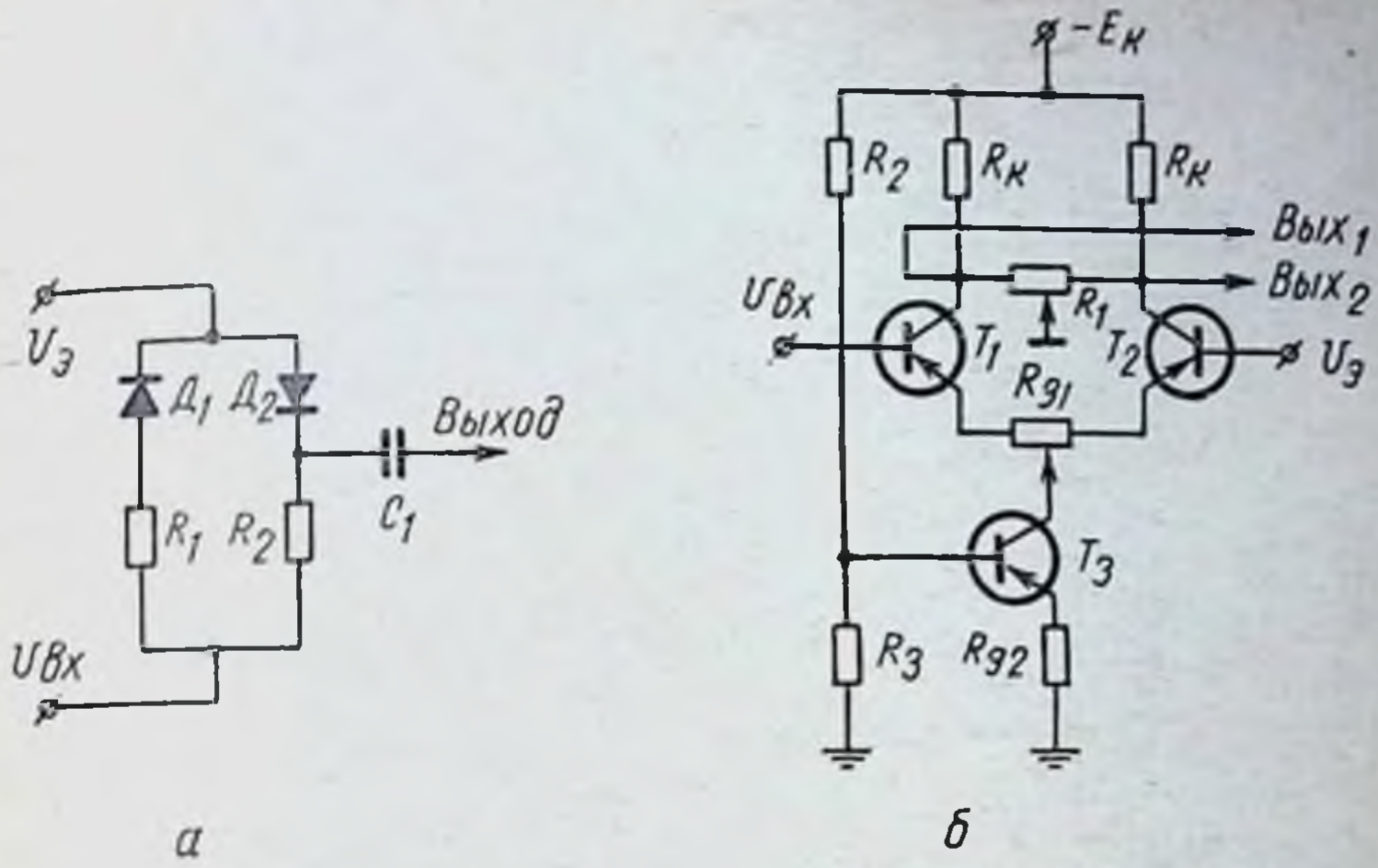


Рис. 32. Схемы сравнения.
а — диодная схема; *б* — схема с предварительным усилением.

где k — коэффициент усиления дифференциального усилителя.

Для обеспечения высокого качества работы такой схемы необходимо выполнить условие точной балансировки схемы. С помощью схем сравнения, построенных на дифференциальных усилителях, удается получить чувствительность порядка нескольких милливольт. Подобные схемы, в отличие от других, позволяют работать при изменении знака разности между сигналами $U_{вх}$ и $U_э$, хотя при этом нужно учитывать и изменение знака управляющего выходного импульса.

Кодоимпульсный метод преобразования — это метод последовательной компенсации мгновенного значения преобразуемого сигнала серий эталонных напряжений, изменяющихся по заданному закону. Фактически здесь суммарное эталонное напряжение есть результат цифроаналогового преобразования некоторого кода, подбираемого до тех пор, пока это суммарное напряжение не будет примерно (с точностью до погрешности дискретности) равно $U_{вх}$. Конечное кодовое значение, соответствующее этой ситуации, и будет являться цифровым отображением исходного сигнала.

Существует целый ряд различных вариантов построения кодоимпульсных преобразователей. Рассмотрим работу преобразователя, построенного с цепью обратной

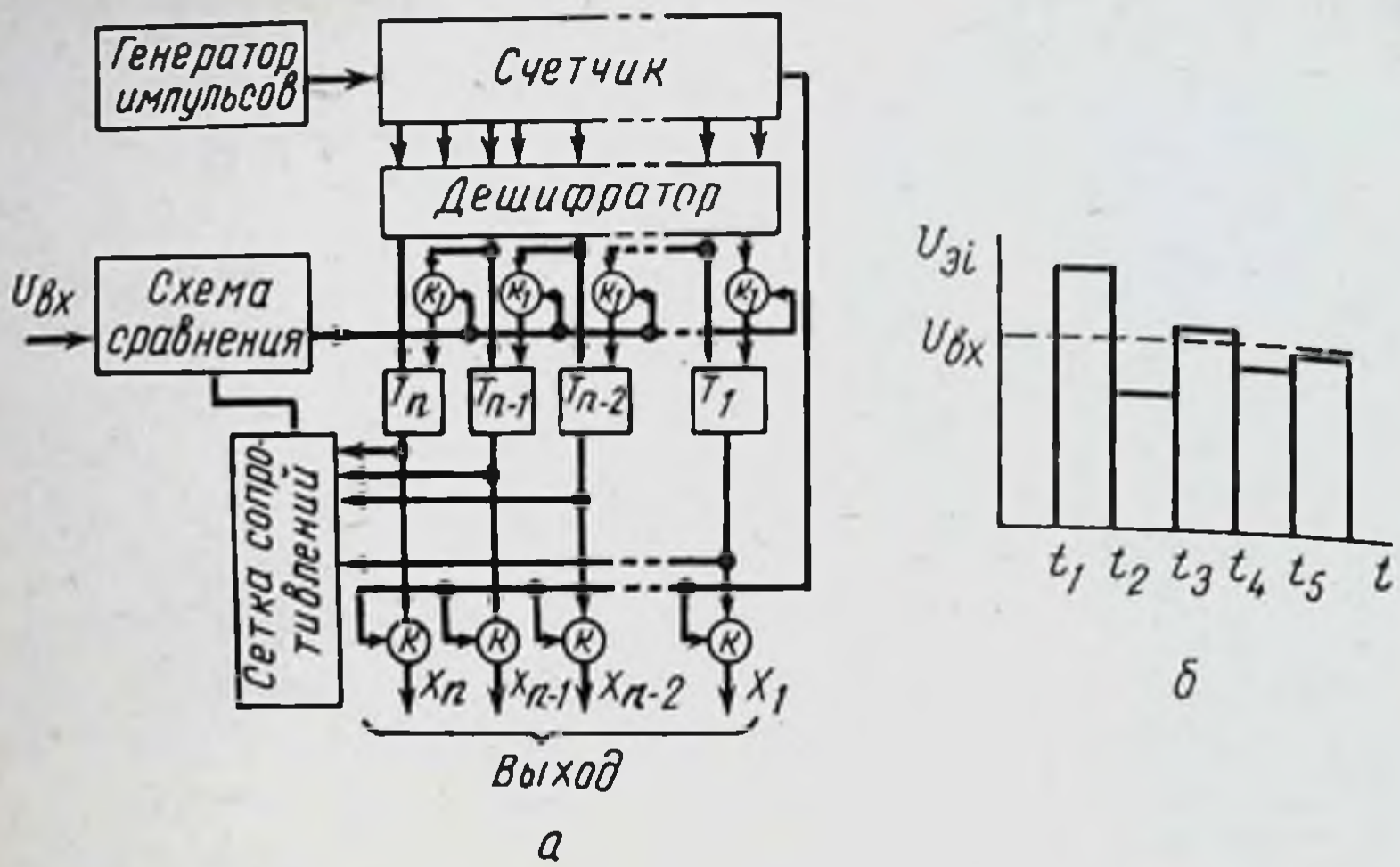


Рис. 33. АЦП с обратной связью.
а — блок-схема; *б* — эпюра компенсационных напряжений.

связи (рис. 33). В этой схеме используется генератор импульсов, схема сравнения и преобразователь цифра-аналог, состоящий из двоичного счетчика, дешифратора, клапанов K_1, триггеров T_1, T_2, ..., T_n и сетки сопротивлений. На выходе ЦАП формируется напряжение компенсации, которое является суммой эталонных напряжений, «веса» которых пропорциональны «весам» разрядов счетчика. На схему сравнения подается входной сигнал и эталонные напряжения. С помощью тактового управляющего импульса триггера $T_1 — T_n$ перебрасываются и последовательно подключают эталонные напряжения, начиная со старшего разряда, т. е. с эталонного напряжения наибольшего «веса». Формирование управляющих импульсов и подача их на нужный триггер осуществляются с помощью генератора, счетчика и дешифратора.

Схема работает следующим образом. В исходный момент вырабатывается первый тактовый импульс, который опрокидывает триггер T_n и вырабатывает с помощью сопротивления, входящего в сетку сопротивлений, наибольшее по «весу» эталонное напряжение $U_{эl} = U_{эn}$. В том случае, если $U_{эl}$ оказывается больше мгновенного значения входного сигнала $U_{вх}$, то схема сравнения вырабатывает управляющий сигнал в цепь клапанов K_1. Если же $U_{вх} > U_{эl}$, то команда на K_1 не подается.

Со вторым тактовым импульсом перебросится второй триггер, включится следующая «весовая» цепь сетки резисторов и на выходе появится следующее по «весу» $U_{эi}$ ($i=n-1$). Кроме того, второй тактовый импульс подается на вход клапана K_1 при наличии управляющего импульса со схемы сравнения (в случае $U_{вх}<U_{эп}$) возвращает триггер T_n в исходное состояние. Если же $U_{вх}>U_{эп}$ и управляющий сигнал на клапане K_1 отсутствует, он заперт, и триггер T_1 остается в положении «1». В результате этого после прихода второго тактового импульса происходит сравнение $U_{вх}$ с суммой первых двух «весов» эталонного напряжения. При этом если $U_{вх}$ меньше $U_{эп}$, то со вторым тактом происходит сравнение только $U_{вх}$ и $U_{э,\,n-1}$, так как первый триггер в этом случае вернется в исходное состояние. С третьим тактовым импульсом включается третья «весовая» цепь и происходит сравнение следующей суммы эталонных напряжений. В случае $U_{вх}<U_{э,\,n-1}$ будут сравниваться только $U_{вх}$ и $U_{э,\,n-2}$ и т. д. На рис. 33, *б* приведена диаграмма изменений суммы эталонных напряжений в ходе проведения тактов сравнения, образующих цикл измерения. В общем случае весь цикл измерения включает n тактов. По окончании цикла триггеры оказываются в опрокинутом или в исходном состоянии (в положении «1» или «0»), в зависимости от того, присутствуют ли соответствующие «веса» эталонных напряжений в суммарном эталонном напряжении. Выходы триггеров через клапаны К подключаются к внешним устройствам считывания.

В конце измерения командный импульс отпирает клапаны К, и, таким образом, параллельный код, соответствующий уровню мгновенного значения $U_{вх}$, поступает на выход схемы.

Частотноимпульсный метод преобразований основан на непосредственном преобразовании измеряемой величины в частоту колебаний измерительного генератора, входящего в состав АЦП. Если эта частота строго пропорциональна измеряемой величине $U_{вх}$, то число импульсов с измерительного генератора, прошедших за единичный интервал времени на счетчик, представляет собой с определенной точностью числовое выражение мгновенного значения входного сигнала.

Преобразователи этого типа сравнительно просты в схемном исполнении, хотя их динамический диапазон

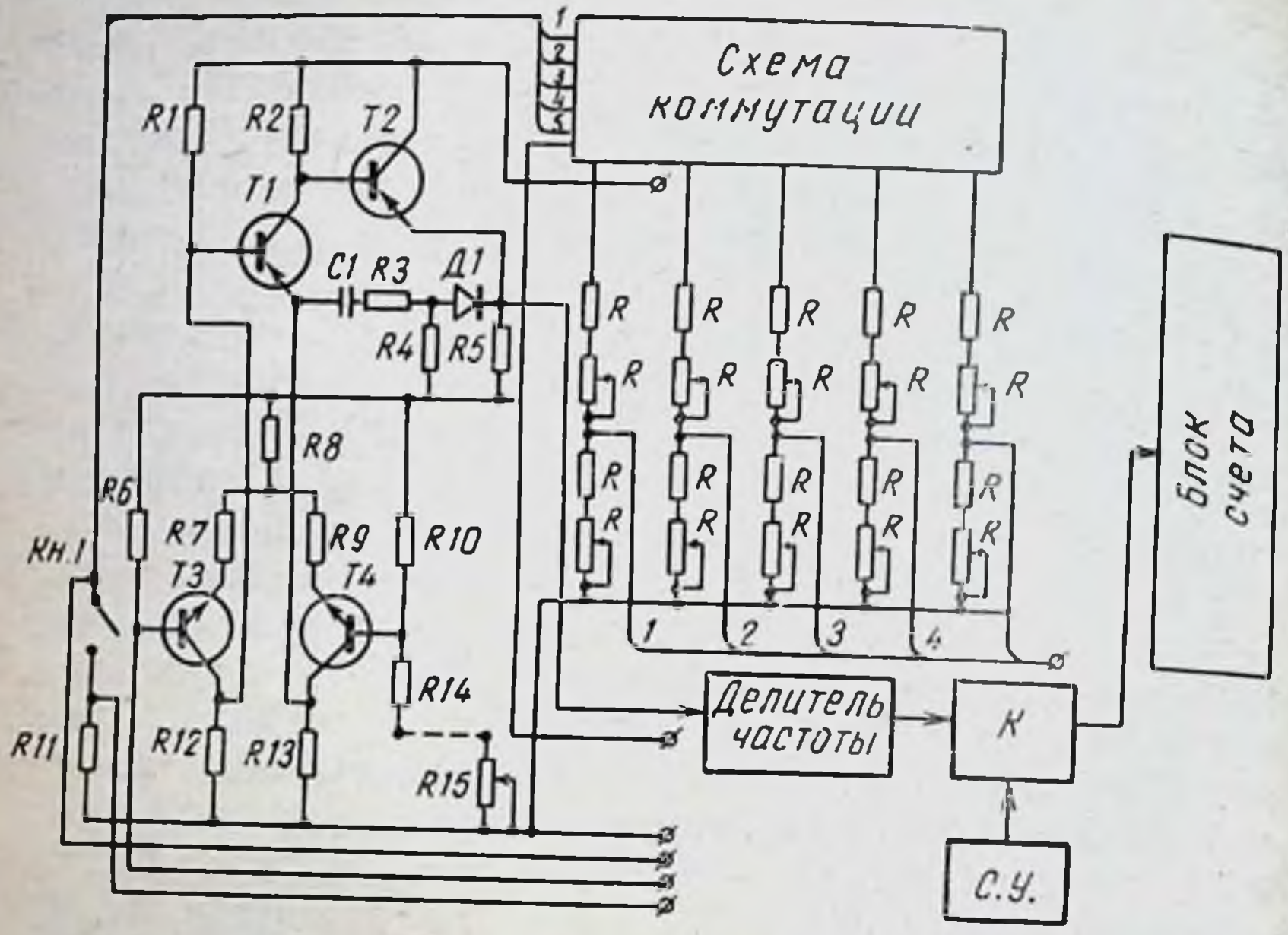


Рис. 34. Схема прибора для измерения температуры тела больного с использованием частотно-импульсного метода АЦП.

преобразования, чувствительность и стабильность хуже по сравнению с описанными выше типами АЦП.

Такие типы преобразователей применяют, например, при создании систем слежения за физиологическими параметрами [44]. В одном из вариантов подобных АЦП (рис. 34) для измерения температуры в качестве генератора импульсов применен мультивибратор на транзисторах T1 и T2 с эмиттерной связью, отличающийся высокой стабильностью частоты. Термисторный датчик температуры (сопротивление порядка 2 кОм) включен в одно из плеч моста, образованного резисторами R6, R10, R14, R15. Мост балансируется при величине сопротивления термистора, соответствующей температуре 38°С. При увеличении или уменьшении температуры происходит разбаланс моста и на его диагонали выделяется сигнал, пропорциональный величине разбаланса. Сигнал усиливается дифференциальным усилителем на кремниевых транзисторах T3 и T4, подается в эмиттерную цепь транзистора T1 и вызывает соответствующее изменение частоты мультивибратора. Импульсы с мультивибратора, проходя делитель частоты и клапан К, по-

падают на двоично-десятичный счетчик, информация с которого выдается на цифровые индикаторы типа ИН-1 или в ЭЦВМ. Цикл одного измерения данного прибора формируется с помощью схемы управления С. У. и клапана К. Диапазон изменения частоты 11—14 кГц, что соответствует изменению температуры в диапазоне 33—42°С. Линейность — не хуже 1%. Прибор измеряет температуру с точностью ±0,2°С.

Метод пространственного кодирования — это преобразование мгновенного значения величины входного сигнала в пропорциональное пространственное перемещение луча на экране электроннолучевой трубки. Принцип преобразования состоит в следующем: электронный луч, развернутый в горизонтальном направлении пилообразным напряжением, как в обычных осциллографах, а в вертикальном — усиленным входным сигналом, попадает на кодовую маску. Последняя состоит из коллекторов, расположенных по двоичному закону, с которых снимаются напряжения, меняющиеся при попадании на них электронного луча. Электронный луч отпирается или запирается с помощью специального модулятора с заданной скоростью квантования по времени. Таким образом, в определенные моменты на выходных шинах коллекторов появляется числовой код, соответствующий величине подаваемого аналогового сигнала.

5—4. Обработка данных с помощью цифровых вычислительных машин

Возможные примеры использования различного рода цифровых вычислительных устройств для автоматической обработки данных (АОД) столь многообразны, что могли бы служить предметом отдельной книги. Поэтому здесь будут рассмотрены только некоторые характерные ситуации использования ЦВМ. Ряд алгоритмов обработки медицинской информации, связанных с непрерывным длительным наблюдением за состоянием пациента с помощью ЭЦВМ, будут изложены в следующей главе.

Поскольку использование электронных цифровых вычислительных машин является магистральным направлением развития систем автоматизированной обработки медицинской информации, имеет смысл более подробно остановиться на основных технических характеристиках современных отечественных ЭЦВМ.

В настоящее время широко используются ЭЦВМ второго поколения, т. е. машины, у которых элементной базой являются полупроводниковые приборы. Это машины типа «Минск», «Урал», «БЭСМ» и т. д.

Весьма перспективным при создании современных систем оперативной обработки данных является использование вычислительных машин третьего поколения, построенных на микроэлектронной технологической базе и спроектированных с учетом их возможного использования в различного рода автоматизированных системах. К машинам третьего поколения относятся, в частности, ЭЦВМ, входящие в Единую систему электронных вычислительных машин (ЕС ЭВМ), вычислительные машины М 5000, М 6000, «Электроника-100И», «Саратов» и др. (рис. 35).

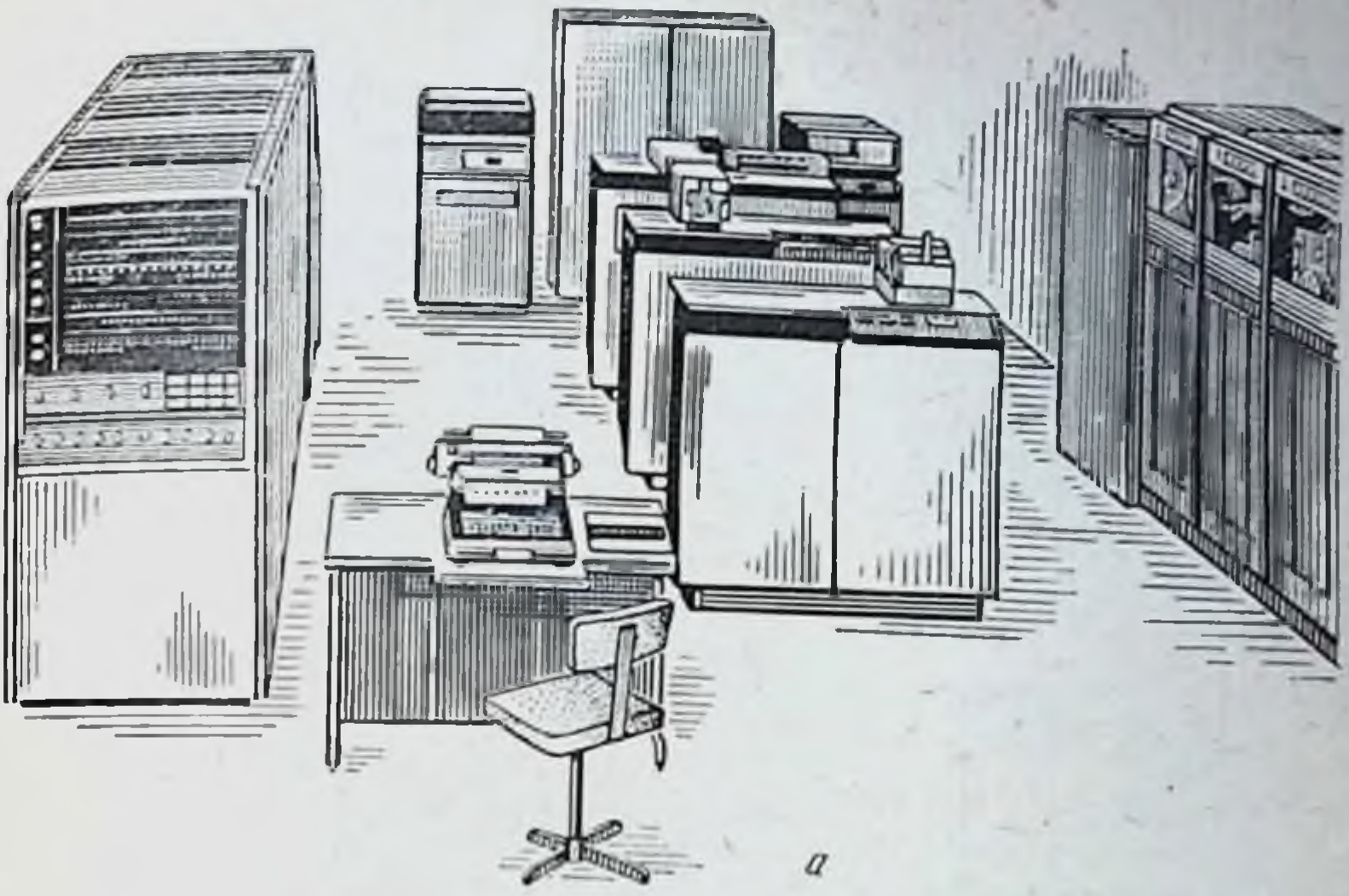
Основные характеристики отечественных ЭВМ второго и третьего поколения, используемых в системах обработки медицинской информации [система счисления, форма представления числа, разрядность, диапазон чисел, адресность, среднее быстродействие, количество команд, быстродействие по наиболее типичным операциям — сложению и умножению, емкость оперативного запоминающего устройства (ОЗУ), время обращения к ОЗУ, характеристики накопителей на магнитных лентах (НМЛ), барабанах (НМБ) и дисках (НМД), скорость ввода и вывода, скорость печати, количество печатаемых знаков, количество разрядов, потребляемая мощность, занимаемая площадь], приведены в табл. 2 и 3.

Рассмотрим более подробно особенности ЭЦВМ, входящих в Единую систему.

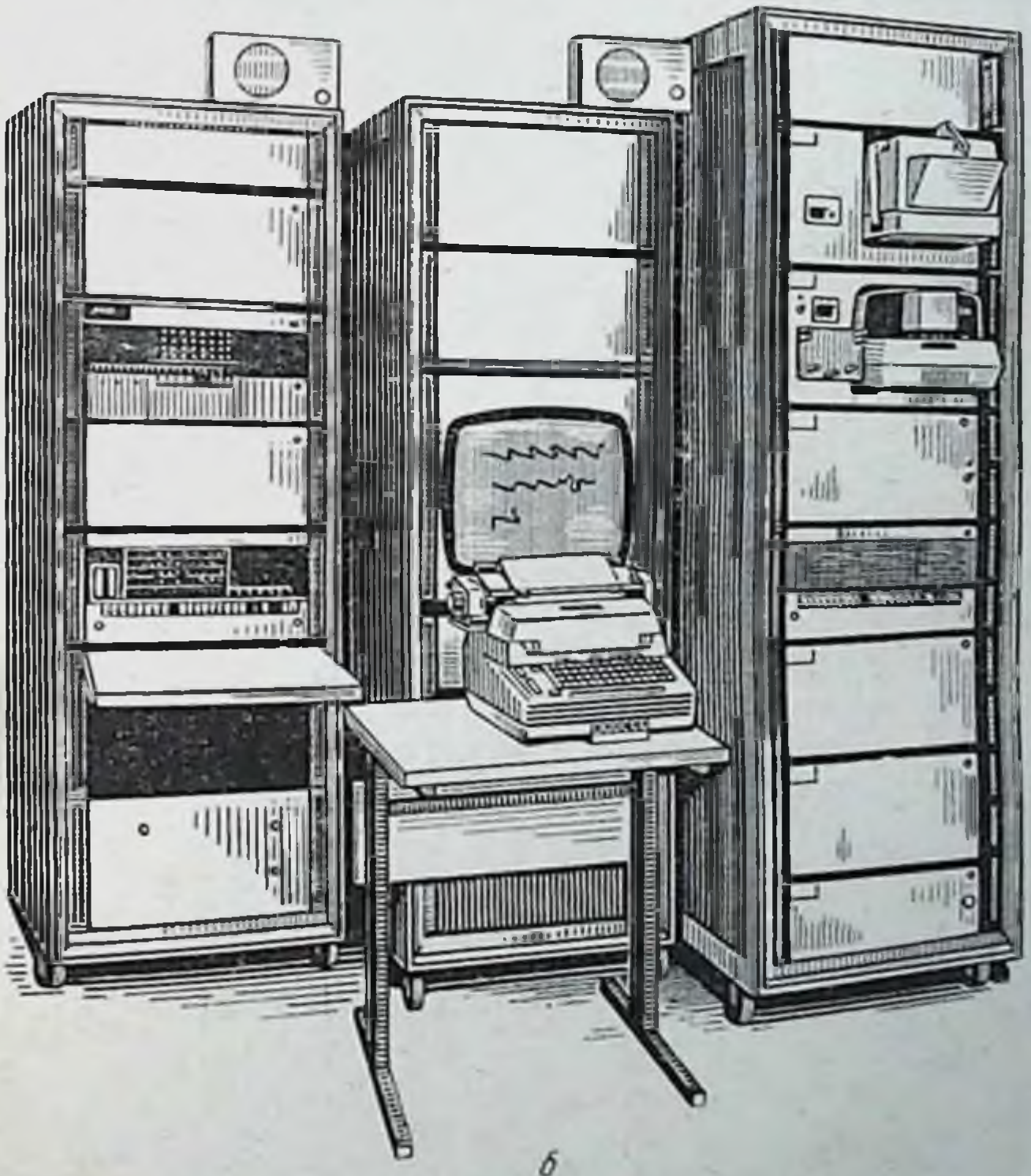
В настоящее время ЕС ЭВМ состоит из семи вычислительных машин ЕС-1010, ЕС-1020, 1022, 1030, 1040, 1050, 1060. Каждая вычислительная машина Единой системы включает в себя процессор, осуществляющий переработку информации в ЭВМ и определяющий производительность данной модели, и набор периферийных устройств.

Идеи, заложенные в систему, позволяют развивать ее в дальнейшем, добавляя новые модели необходимой производительности.

ЕС ЭВМ разрабатывалась совместными усилиями специалистов научно-исследовательских учреждений и предприятий стран социалистического содружества.



а



б

Рис. 35. Общий вид ЭВМ:
а — ЕС-1020; *б* — «Саратов».

Таблица 2

Основные характеристики процессоров некоторых ЭЦВМ II и III поколения

№	Наименование	Основное назначение	Система счисления	Форма представления числа	Разрядность (двоичных разрядов)	Адресность	Среднее быстродействие (тыс. оп. сек.)	Количество команд	Скорость выполнения основных операций (мкс.)	Емкость ОЗУ*	Время обращения к ОЗУ (мкс.)
1.	«Наири-3-2»	Научно-технические расчеты, планово-экономические, учетно-статистические задачи	Двоичная	С фиксированной запятой	37	Двухадресная	15—20	44 машинные операции 37 псевдокоманд	—	16÷32К	24
2.	«Мир-2»	Научно-технические расчеты	Десятичная	С плавающей запятой	Переменная	Двухадресная	1—2	—	Сложение Умножение $50 \cdot 10^3$	4К	12
3.	«БЭСМ-6»	Сложные научно-технические и экономические расчеты	Двоичная	С плавающей запятой	48	Одноадресная	10^3	46 основных, 4 специальных до 24 макрокоманд	Сложение — 1,2 Умножение — 2,1	64К	Время цикла — 2 Время выбора 0,9
4.	«Минск-22»	Научно-технические и экономические расчеты	Двоично-десятичная	С фиксированной и плавающей запятой	37	Двухадресная	5—6	108	Сложение — 240 Умножение — 300	8К	24
5.	«Минск-32»	Сложные научно-технические и экономические задачи	Двоично-десятичная	С фиксированной и плавающей запятой	37	Одноадресная	20	—	Сложение 2 двоичных 37 разрядных чисел —15—40 Умножение — 15—125	16—64К	5
6.	«М-220»	Научно-технические расчеты	Двоичная	С плавающей запятой	45	Трехадресная	27	—	Сложение — 28,5 Умножение — 52	4—16К	6
7.	«М5000»	Первичная обработка данных (упорядоченная перезапись и т. д.), учебные, статистические, планово-экономические задачи	Двоично-десятичная	С фиксированной запятой	32	0—2 адресная		—	Сложение — 70 Умножение — 400	8÷16К	2,5
8.	«М6000»	Управление технологическими процессами	Двоичная	С фиксированной и плавающей запятой	16	Одноадресная	Адресная $2 \cdot 10^5$ безадресная $18 \cdot 10^5$	80 основных команд	Сложение — 5 Умножение — 50	8К÷32К	2,5

(продолжение)

№	Наименование	Основное назначение	Система счисления	Форма представления числа	Разрядность (двоичных разрядов)	Адресность	Среднее быстродействующие (тыс. оп. сек.)	Количество команд	Скорость выполнения основных операций (мкс.)	Емкость ОЗУ*	Время обращения к ОЗУ (мкс.)
9.	Электроника 100И	Управление широкой номенклатурой средств и процессами	Двоичная	С фиксированной запятой	12	Одноадресная	330	Более 200	Сложение — 6,4 Умножение — 22	4К÷8К	1,5
10.	«Саратов»	Управление широкой номенклатурой средств и процессами	Двоичная	С фиксированной запятой	12	Одноадресная	160	Более 200	Сложение — 6,4 Умножение 20	16К÷32К	3,2
11.	ЕС-1010	Научно-технические, научно-экономические расчеты, управление процессами, информационная система хранения данных	Двоичная	С фиксированной и плавающей запятой	16	Переменная адресность	150	144 плюс специальный набор 77	Время сложения полуслов — 2,6—3,6	4К÷16К	0,8
12.	ЕС-1020	Базовые ЭВМ для АСУ	Двоичная десятичная	С фиксированной и плавающей запятой	Переменная	Переменная адресность	20	144	Сложение с плавающей запятой 50—70 Умножение с фиксированной запятой 220—350	16÷64К	2
13.	ЕС-1030		Десятичная шестнадцатиричная	»	»	»	100	144	Сложение с плавающей запятой 10—14 Умножение с фиксированной запятой 32—37	32÷128К	1,25
14.	ЕС-1040		Двоичная и десятичная	»	»	»	300	144	Сложение с плавающей запятой 2,5—3,6 Умножение с фиксированной запятой 6,5—13,1	64÷256К	1,35

(продолжение)

№	Наименование	Основное назначение	Система счисления	Форма представления числа	Разрядность (двоичных разрядов)	Адресность	Среднее быстродействие (тыс. оп. сек.)	Количество команд	Скорость выполнения основных операций (мкс)	Емкость ОЗУ*	Время обращения к ОЗУ (мкс)
15.	ЕС-1050	Двоичная и десятичная	»	»	»	»	500	144	Сложение — 1,4 Умножение — 2,0	32÷256К	1,25

* Емкость ОЗУ для ЕС ЭВМ указана из расчета 32-разрядных слов.

В основу построения машин системы были положены следующие принципы [46]:

1. Расширяемость и совместимость.

Каждая из моделей ЕС ЭВМ может быть расширена несколькими способами: увеличением количества и номенклатуры периферийных устройств, увеличением емкости оперативной памяти, созданием многомашинных вычислительных комплексов, заменой процессора на более производительный.

Программная совместимость вычислительных машин Единой системы обеспечена единым набором команд, единой формой представления данных, единой системой адресации. Это позволяет разрабатывать программы, не зависящие от конкретной машины, создавать единый фонд пакетов прикладных программ.

2. Микроэлектронная конструктивно -технологическая база.

Вычислительные машины построены на унифицированной конструктивно-технологической базе. Основными элементами электронной части устройств являются монолитные интегральные схемы.

Основным конструктивным элементом является ТЭЗ (типовой элемент заме-

ны), представляющий собой печатную схему стандартных размеров с размещенными на ней интегральными схемами. Следующий конструктивный уровень — панель с 40 ТЭЗ. Панели размещаются на раме. Последний конструктивный уровень — стойка, в которой укреплены три рамы.

3. Унифицированная структура ввода — вывода.

Периферийные устройства ЕС ЭВМ подключаются к процессорам через специальные устройства обмена — каналы.

Существует два типа каналов — селекторный и мультиплексный, которые отличаются по внутренней структуре, режимам работы и назначению.

Селекторный канал используется для подключения к процессору высокоскоростных устройств. Такими устройствами в ЕС ЭВМ могут быть: накопители на магнитных барабанах; накопители на сменных магнитных дисках; накопители на постоянных магнитных дисках, дисплеи.

Отдельная модель ЕС ЭВМ может быть оснащена несколькими селекторными каналами, работающими независимо.

Мультиплексный канал обеспечивает одновременный обмен данными с несколькими периферийными устройствами, работающими с относительно малой или средней скоростью. К таким устройствам относятся: печатающие устройства; перфокарточные устройства; перфоленточные устройства; графопостроители; устройства телеобработки.

4. Широкая номенклатура периферийных устройств.

В номенклатуру периферийных устройств входят устройства внешней памяти машины и устройства ввода — вывода информации.

Группу устройств внешней памяти составляют накопители на сменных и постоянных магнитных дисках, на магнитных лентах, на магнитных барабанах.

Во вторую группу устройств входят:

— традиционные устройства ввода и вызода информации, которые широко использовались раньше; устройства ввода и вывода информации, использующие перфокарты, перфоленты, алфавитно-цифровые печатающие устройства (АЦПУ);

— устройства, обеспечивающие дистанционную обработку (телеобработку) информации, включая средст-

Основные характеристики внешних устройств некоторых

№	Наименование	НМЛ			НМБ			НМД	
		емкость (млн. слов общ.)	количество лентопротяжек	скорость записи считыв. (сл/сек.)	емкость слов	количество блоков	скорость записи считыв. (кб/с)	емкость (байт)	количество блоков
1.	«Наири-3—2»	2,1×4	4÷16	$11{,}5 \cdot 10^3$	—	—	—	—	—
2.	«Мир-2»	—	—	—	—	—	—	—	—
3.	«БЭСМ-6»	1÷32	32	7500	32768	16	50000	—	—
4.	«Минск-22»	0,1÷1,6	16	2500	—	—	—	—	—
5.	«Минск-32»	11—13	8	7500	—	—	—	—	—
6.	«М-220»	4÷16	4	5000	32000—64000	3	17000	—	—
7.	«М5000»	—	—	—	—	—	—	$8 \cdot 10^5$	—
8.	«М6000»	—	—	—	—	—	—	$1 \cdot 10^6$	6
9	«Электроника 100И»	—	—	—	—	—	—	—	—
10.	«Саратов»	—	—	—	—	—	—	—	—
11.	ЕС-1010	25×4	4	5×10^3 16×10^3	—	—	—	$8 \cdot 10^5$	1
12.	ЕС-1020	25×4	4	16×10^3	—	—	—	$7{,}25 \cdot 10^6$	2
13.	ЕС-1030	25×4	4	$7 \cdot 10^3$ $20{,}5 \cdot 10^3$ $30 \cdot 10^3$	—	—	—	$7{,}25 \cdot 10^6$	2
14.	ЕС-1040	25×8	8	$12 \cdot 10^3$ $24 \cdot 10^3$	—	—	—	$7{,}25 \cdot 10^6$	6
15.	ЕС-1050	25×8	8	$16 \cdot 10^3$	—	—	—	$7{,}25 \cdot 10^6$	6

Таблица 3

ЭЦВМ II и III поколений

скорость записи счит. (кб/с)	Скорость ввода: с перфокарт (карт/мин)	Скорость ввода: с перфолент	Скорость вывода: на перфокарты (карт/мин)	Скорость вывода: на перфоленты (стр/сек)	Скорость печати (строк/мин)	Количество печатных знаков	Количество печатных разрядов	Потребляемая мощность (квт)	Занимаемая площадь (кв. м)
—	600	1500	—	80	300 1500	128 16		7	40
—	—	200	—	80 150	—	83	Не ограничено	4	20
—	700	1000	100	20	400	96	128	60	225÷215
—	300	1000	100	80	400 1200	78	128	10	90÷110
—	600	1000	100	80	400	78	128	15	80
—	700	—	100	—	400	78	128	12	60
—	300—600	150	100—120	150	400	—	—	5	30
32	—	—	—	—	—	—	—	—	50
—	—	200	—	150	10	—	—	1	20
—	—	200	—	150	—	—	Не ограничено	0,8	15
160	300 600	300 4000	—	35; 150	356— 1110	64; 96	—	2	
156 до 500		1500	250	150	650—900	128		21	50
156 до 500		1500	250	150	650—900	128	25	—	110
156 до 500		1000	250	100	900	156	65	—	150
156 до 500		1500	250	150	900	128	70	—	230

ва передачи, приема информации по телеграфным и телефонным каналам связи;

— операторские пульты со средствами наглядного и быстрого отображения информации на электронолучевых трубках — дисплеи (в частности, дисплеи, отображающие как алфавитно-цифровую, так и графическую информацию);

— устройства вывода графической информации.

Наконец, отдельную группу устройств составляют устройства подготовки данных на перфокартах и перфоленте, обеспечивающие расширенные функциональные возможности машины;

— разветвленная система математического обеспечения.

Система математического обеспечения ЕС ЭВМ предназначена для максимального сокращения затрат времени и труда на подготовку, отладку и выполнение программ пользователей, для увеличения общей производительности машин и эффективного решения всего круга задач вычислительных машин Единой системы во всех областях их применения.

Система математического обеспечения ЕС ЭВМ включает в себя:

1) комплекс служебных программ, составляющих операционные системы, которые обеспечивают эффективное функционирование каждой ЭВМ независимо от ее состава и характера решаемых задач;

2) комплекс программ технического обслуживания, которые позволяют проверять работу различных устройств при их наладке, работу машины в целом, а также обнаруживать неисправности в процессе ее эксплуатации;

3) комплексы (пакеты) прикладных программ. В этот комплекс входят программы для решения научных, экономических, инженерно-технических, управленческих и других задач народного хозяйства, программы, которые обеспечивают работу машин в реальном масштабе времени, с разделением времени в других специальных режимах, программы, которые позволяют использовать программы, составленные для вычислительных машин второго поколения, а также иные пакеты программ определенного функционального назначения.

Для ЕС ЭВМ может быть использована значительная часть имеющихся прикладных программ, написан-

ных на алгоритмических языках высокого уровня (Фортране, Алголе, PL), и программ ЭВМ, имеющих близкую систему кодирования.

В ЕС ЭВМ широко используется режим параллельной работы нескольких устройств, входящих в состав ЭВМ, что в конечном счете позволяет организовать многопрограммную обработку информации, когда в ЭВМ одновременно решается несколько задач, а также широко использовать работу машины в режиме разделения времени. Этот режим дает возможность вести работу с многими абонентами одновременно, причем каждый из них не ощущает того, что той же ЭВМ пользуются и другие.

ЕС ЭВМ построена таким образом, что имеется возможность на базе входящих в нее технических средств строить многопроцессорные и многомашинные вычислительные комплексы. Между отдельными процессорами связь может быть организована на трех уровнях. Самый низкий по быстродействию уровень связи достигается при использовании общего устройства внешней памяти, например накопителей на диске или ленте. Более высокая скорость обмена может быть получена при непосредственной связи между каналами двух ЭВМ. Наконец, имеется возможность работы двух процессоров на общее поле оперативной памяти.

Универсальные ЭЦВМ могут применяться для автоматического выполнения любых известных ручных вычислительных процедур, использовавшихся врачами при анализе состояния больного. Кроме того, и это весьма существенно, ЭЦВМ позволяет использовать и такие математические методы обработки результатов наблюдений, которые без применения вычислительной техники оказываются совершенно неприемлемыми вследствие весьма большой громоздкости расчетов.

Рассмотрим коротко применение ЭЦВМ в следующих ситуациях: для предварительной обработки информации; для спирометрических измерений; при анализе газового состава крови и параметров кислотно-щелочного состояния (КЩС); при исследовании ЭКГ.

Ясно, что перечень ситуаций, где могут применяться ЭЦВМ, может быть существенно расширен [12, 17, 20, 21, 23, 54].

Предварительная обработка информации, как правило, включает в себя алгоритмы выделе-

ния полезного сигнала на фоне шумов (помех). При этом чаще всего используются алгоритмы следующих трех классов: корреляционные; алгоритмы фильтрации; последовательное усреднение во времени.

Характеристики биологических сигналов сильно ограничивают выбор методов их выделения. Некоторые биологические сигналы являются лишь повторяющимися, а не строго периодическими. Физиологические сигналы, как правило, низкочастотны, шумы занимают тот же диапазон. Кроме того, если длительность сигнала известна, то форма его может изменяться в широких пределах от объекта к объекту. Поэтому, если фильтр для восстановления сигнала настраивается на некоторый «типичный спектр», то это приводит к искажению нетипичных сигналов, которые также представляют большой интерес. Поэтому методы фильтрации в этих случаях очень сложны.

Метод последовательного усреднения [201] является наиболее часто применяемым для биологических сигналов. Основная идея метода — усиление повторяющихся событий при одновременном ослаблении случайных флюктуаций. Выделение сигнала из помех при усреднении может быть произведено даже в том случае, когда ширина спектра помехи и сигнала одинакова, а уровень сигнала во много раз меньше уровня помех. Необходимым условием такого выделения является многократное периодическое повторение полезного сигнала.

Основными алгоритмами усреднения служат: 1) постоянное усреднение с одинаковым весом слагаемых; 2) усреднение на скользящем интервале времени; 3) усреднение с экспоненциальным взвешиванием слагаемых.

Наиболее простым является первый алгоритм, используемый в том случае, когда свойства полученного сигнала не меняются в течение времени усреднения. Если усреднение проводится по N образцам зашумленного сигнала $X_i (i=1, 2, ..., N)$, то усредненное значение определяется с помощью очевидного соотношения: $\sum_{i=1}^{N} X_i /N$. При этом после N повторений сигнала отношение сигнал — шум возрастает в $\sqrt{N}$ раз. Техническая реализация такого метода усреднения является несложной, однако форма сигнала в каждом периоде его повторения должна быть достаточно постоянной.

Если сигнал изменяется во время длительного наблюдения, то эффективность процесса усреднения снижается, не говоря уже о том, что в ходе усреднения могут быть смазаны или потеряны важные, но редко происходящие события. Определяемый усредненный сигнал маскирует любую изменчивость повторяющегося полезного сигнала. Для того чтобы, с одной стороны, выделить полезный сигнал на фоне помех (увеличить отношение сигнал — помеха), с другой — сохранить возможность наблюдения изменений во времени формы полезного сигнала, используются алгоритмы скользящего усреднения и усреднения с экспоненциальным взвешиванием наблюдений.

При усреднении на скользящем интервале, содержащем K значений сигнала, текущее среднее значение $\bar{X}_n$ определяется с помощью соотношения:

$$\overline{X}_n = \frac{\sum_{j=0}^{k-1} X_{n-j}}{K} = \overline{x}_{n-1} - \frac{X_{n-k+1} - X_n}{K}.$$

Ясно, что при такой обработке сигнала необходимо запоминающее устройство для хранения $K-1$ измеряемых величин $X_{n-1}, X_{n-2}, \ldots X_{n-k+1}$ и текущего среднего значения $\bar{X}_{n-1}$ на предшествующем периоде измерений. Увеличение отношения сигнал — шум при использовании данного алгоритма равно $\sqrt{K}$.

При использовании метода усреднения с экспоненциальным взвешиванием наблюдений (экспоненциальное сглаживание) текущее сглаженное значение измеряемой величины определяется по формуле:

$$\overline{A}_n = \frac{X_n}{M} + \frac{M-1}{M}\overline{A}_{n-1},$$

где $\bar{A}_{n-1}$ — среднее значение, найденное на предыдущем периоде измерения; X_n — новое наблюдаемое значение; M — множитель взвешивания.

При использовании данного алгоритма значения X_{n-j} $(j=1, 2 \ldots)$ входят в результирующее соотношение $\bar{A}_n$ с экспоненциально уменьшающимися весами $\left(\frac{M-1}{M}\right)^j$. Для фиксированного M алгоритм позволяет получить увеличение соотношения сигнал — шум в $\sqrt{(2M-1)}$ раз. Этот алгоритм в достаточной степени прост, не требует большого запоминающего устройства и поэтому находит широкое применение на практике.

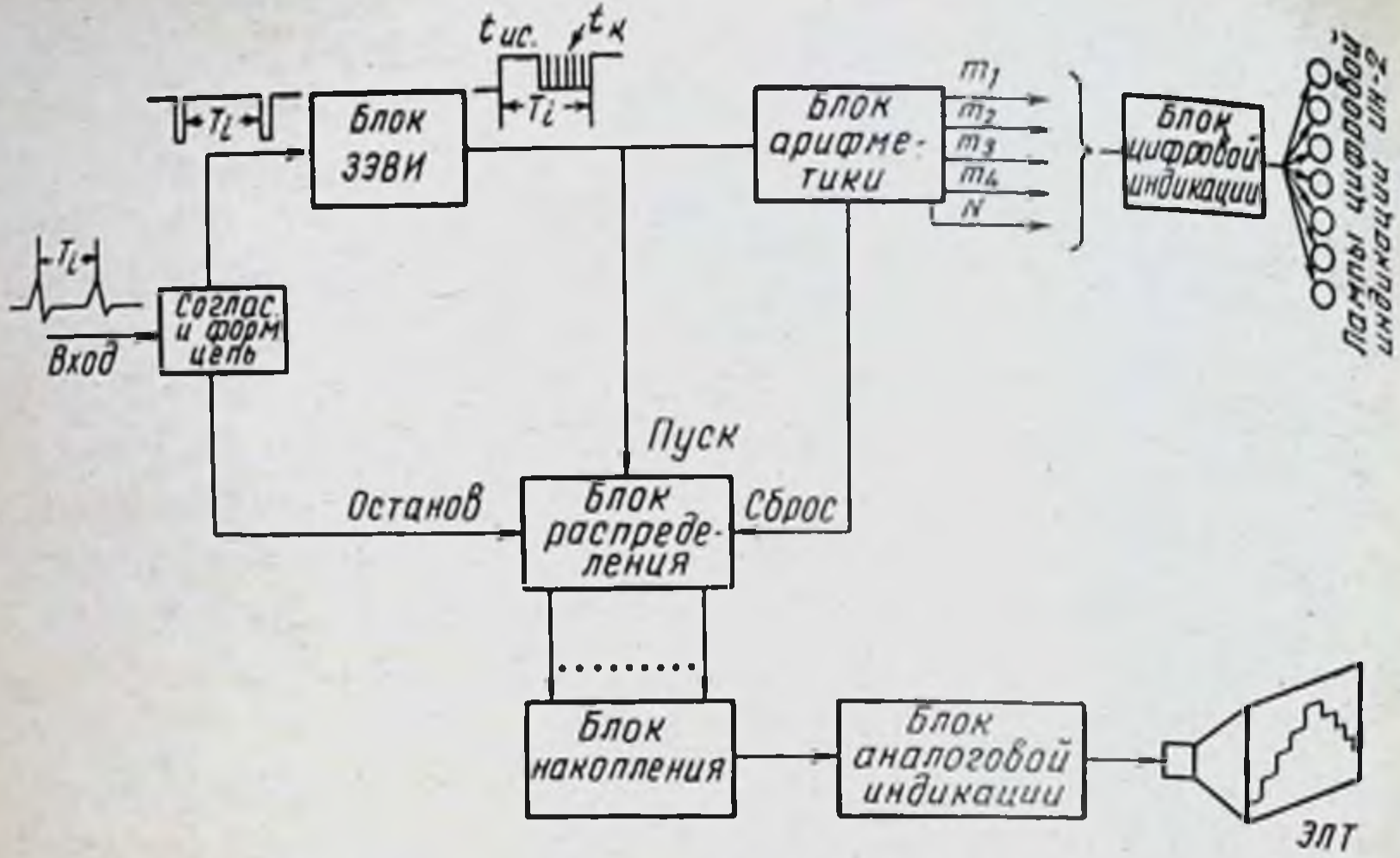


Рис. 36. Блок-схема прибора АРС-2-МЭИ.

В качестве примера специализированного цифрового вычислительного устройства предварительной статистической обработки информации рассмотрим анализатор ритма сердца АРС-2-МЭИ (рис. 36).

Анализатор ритма сердца АРС-2-МЭИ предназначен для оперативного статистического анализа флюктуаций различных медицинских сигналов, в частности для автоматического построения гистограммы функции распределения сердечных циклов (рис. 37) и латентных периодов по сигналам с электрокардиографа одновременно с записью электрокардиограммы. Прибор позволяет решить широкий круг задач, связанных с выявлением внутренней структуры сердечного ритма, ритма пищеварительного тракта, с определением характера и особенностей различного рода аритмий и эффективности применения лекарственных препаратов.

В приборе предусмотрено одновременное вычисление моментных характеристик, позволяющих найти оценки математического ожидания, дисперсии, асимметрии и эксцесса функции распределения исследуемого сигнала.

Анализатор работает следующим образом. Входной импульс, проходя через согласующую и формирующую цепь, запускает блок ЗЭВИ (задатчик эталонных временных интервалов), в функции которого входит генерирование последовательных импульсов заданного периода, необходимых для задания начального смещения

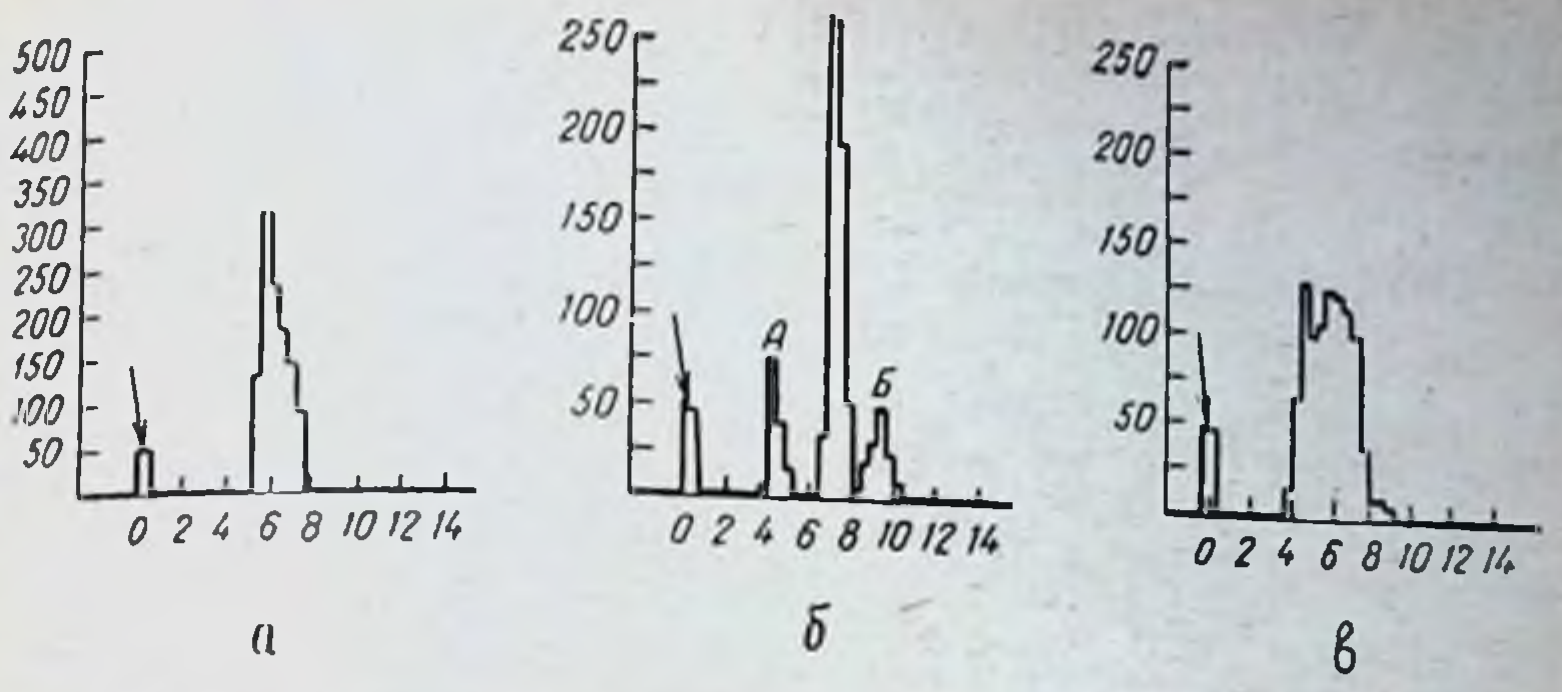


Рис. 37. Примеры интервальных ($R - R$) гистограмм в норме ($а$), при экстрасистолии ($б$), фибрилляции предсердий ($в$).
А — внеочередное сокращение; *Б* — компенсаторная пауза.

и цены кванта гистограммы. Этот же импульс останавливает распределитель. Блок ЗЭВИ через некоторый промежуток времени $t_{нс}$, определяющий начальное смещение гистограммы, выдает серию импульсов с периодом следования $t_к$, задающим цену кванта гистограммы. Эти импульсы поступают на вход распределителя, уже сброшенного к этому времени сигналом с блока арифметики. Следующий входной импульс благодаря логической схеме типа *И*, находящейся в распределителе, поступает в подключенный в данный момент распределителем счетчик блока накопления, в функции которого входит накапливание значений ординат гистограммы и поочередное подключение выходов счетчиков к блоку индикации. Блок аналоговой индикации преобразует в напряжение числа, выраженные в фазоимпульсном коде и записанные в счетчиках блока накопления, и на экране телевизионной электроннолучевой трубки высвечивается гистограмма функции распределения исследуемого процесса. Блок арифметики запускается одновременно с запуском блока ЗЭВИ. В его задачу входит вычисление статистических моментных характеристик, позволяющих найти оценки математического ожидания, дисперсии, асимметрии и эксцесса искомой функции распределения. Вычисленные характеристики индицируются на специальном табло с помощью блока цифровой индикации, содержащего лампы цифровой индикации ИН-2. Прибор имеет также ряд схем, которые входят в блок управления, не показанный на рисунке, позволяющих автоматически фотографировать гистограмму, переписывать ее на самописец, индицировать на лампах

ИН-2 значение всех ординат гистограммы. Эти же схемы осуществляют световую и звуковую сигнализацию, по которой можно судить о правильности работы прибора.

Основные технические данные прибора следующие:

— количество квантов гистограммы — 19, ширина каждого кванта может меняться от 0,01 до 0,1 с с интервалом 0,02 с; предусмотрена возможность изменения начала отсчета гистограммы в пределах от 0 до 2 с с интервалом 0,2 с; точность установления цены кванта и начального смещения не хуже 0,5% от установленного значения;

— максимальное количество импульсов, фиксируемое одним квантом гистограммы,— 99;

— разрядность вычисляемых моментных характеристик 5—7 десятичных знаков;

— предусмотрена сигнализация ухода гистограммы за пределы выбранной шкалы;

— индикация функции распределения производится на электроннолучевой трубке 23ЛК9Б, индикация моментных характеристик с помощью ламп цифровой индикации ИН-2;

— габариты 580×350×280, масса 20 кг (без самопишущих устройств).

Стандартная программа спирометрических измерений обычно включает в себя определение следующих данных [75, 96, 149, 190]:

1. Статистические легочные объемы: жизненная емкость легких, дыхательный объем, резервный объем на вдохе и выдохе, функциональная остаточная емкость, остаточный объем, общая емкость легких и отношение остаточного объема и общей емкости легких.

2. Динамические легочные объемы: вынужденный выдыхаемый объем за 1 с в процентах от вынужденной жизненной емкости, максимальная скорость воздушного потока, максимальная произвольная вентиляция.

3. Прочие данные: частота дыхания, минутная вентиляция, коэффициент использования кислорода и дыхательный коэффициент.

Использование ЭЦВМ позволяет автоматически проводить преобразование данных и все те расчеты, которые обычно делают вручную. Вычисление мгновенной скорости воздушного потока производится, например, следующим образом: отдельные участки спирограммы

последовательно аппроксимируются параболическими кривыми. Производная от каждой из этих кривых дает мгновенную скорость потока. Максимальная производная регистрируется при этом как максимальная мгновенная скорость потока.

Для оценки дыхательной функции легких путем сравнения измеренных физиологических параметров с принятыми нормами в рассматриваемой системе [96, 190] имеется специальная вычислительная программа, записанная на программном языке BASIC. В запоминающем устройстве вычислительной машины хранятся матрицы, составленные из коэффициентов уравнений, которые используются при расчете функциональных показателей легочной системы с учетом пола, возраста, массы и роста обследуемого. Если измеренная величина выходит за пределы допустимого интервала изменений, то она выводится на печатающее устройство ЭВМ.

Использование расчетов функции легких на ЭВМ позволяет резко сократить затраты времени на обработку информации для высококвалифицированного персонала. Получение спирометрических данных с помощью ЭЦВМ получает все большее практическое распространение, обеспечивая большие возможности клиницистам и экспериментаторам.

Использование ЭЦВМ для анализа КЩС обусловлено тем обстоятельством, что практически, как уже отмечалось, удобно измерять лишь некоторые параметры КЩС, получая остальные с помощью достаточно трудоемких расчетов. Для облегчения этих расчетов существуют специальные номограммы. Однако даже при использовании этих номограмм на каждое вычисление основных показателей еще требуется примерно десять минут. Принимая во внимание, что показатели КЩС у каждого нуждающегося в этом больного определяются многократно, автоматизация процесса изучения КЩС дает весьма большую экономию времени. Время вычисления при этом сокращается до 20—30 с. Кроме того, оперативность получения необходимых характеристик создает условия для своевременной коррекции сдвигов КЩС, повышая эффективность лечения.

Рассмотрим более подробно одну из стандартных методик определения параметров КЩС. Она предусматривает экспериментальное определение:

— показателя pH исследуемой крови;

— концентрации гемоглобина Hb (в грамм-процентах);

— уровня насыщения крови кислородом ($HbO_2\%$).

С помощью расчета по этим показателям затем определяют следующие параметры КЩС:

pCO_2 — парциальное давление CO_2 в исследуемой крови в мм рт. ст.;

$[HCO_3^-]$ — концентрация анионов угольной кислоты в м-экв/л при состоянии крови, соответствующем условиям нахождения ее в кровеносном русле (истинный бикарбонат);

$[HCO_3^-]S$ — концентрация анионов угольной кислоты в м-экв/л при стандартных условиях, т. е. при $pCO_2=40$ мм рт. ст., температуре 38°С и при полном насыщении гемоглобина кислородом (стандартный бикарбонат);

BE — смещение буферных оснований в м-экв/л.

Для того чтобы практически осуществить вычисление этих параметров, оказывается необходимым дополнительное экспериментальное определение еще двух показателей:

pH_1 — показатель pH крови после эквилибрации (насыщение) ее в процессе исследования газовой смесью с $(pCO_2)_1=30{,}8$ мм рт. ст.;

pH_2 — аналогичная величина для второй газовой смеси с $(pCO_2)_2=63{,}4$ мм рт. ст.

Экспериментально определив указанные пять параметров, можно вычислить искомые характеристики КЩС. Стандартный алгоритм ЭЦВМ предусматривает следующий порядок расчетов.

1. Определение парциального давления CO_2 в крови в мм рт. ст.

$$pCO_2 = \text{Antilog}\left[\frac{\log(pCO_2)_1 - \log(pCO_2)_2}{pH_1 - pH_2}\cdot(pH - pH_1) + \log(pCO_2)_1\right]$$

2. Вычисление показателя истинного бикарбоната в м-экв/л.

$$[HCO_3^-] = 0{,}03 \cdot pCO_2 \cdot 10^{(pH-6{,}1)}$$

3. Вычисление показателя стандартного бикарбоната в м-экв/л.

$$[HCO_3^-]S = 1{,}2 \cdot 10^{(pH_{40}-6{,}1)}$$

$$\text{где } pH_{40} = pH_1 - \frac{pH_1 - pH_2}{\log(pCO_2)_1 - \log(pCO_2)_2} \cdot$$
$$\cdot [\log(pCO_2)_1 - \log 40].$$

4. Определение смещения буферных оснований в м-экв/л.

$$BE = (1 - 0{,}0143 \cdot Hb) \cdot ([HCO_3^-]_{pH=7,4} - 24).$$

$$\text{Здесь: } [HCO_3^-]_{pH=7,4} = 0{,}03 \cdot pCO_2 \cdot 10^{(pH_1-6,1)} +$$
$$+ 0{,}03 \frac{(pCO_2)_1 \cdot 10^{(pH_1-6,1)} - (pCO_2)_2 \cdot 10^{(pH_2-6,1)}}{pH_1 - pH_2} \cdot (7{,}4 - pH_1).$$

5. Вычисление поправок, зависящих от содержания в крови оксигемоглобина (от уровня насыщения крови кислородом)

а) для показателя BE ($[HCO_3^-]$):

$$\Delta BE = \frac{0{,}3 \cdot Hb(100 - HbO_2\%)}{100};$$

б) для показателя pCO_2:

$$\Delta pCO_2 = \frac{\Delta BE}{0{,}03 \cdot (10^{(pH-6,1)})};$$

6. Определение общего содержания CO_2 ммоль/л:

$$\Sigma CO_2 = pCO_2 \cdot 0{,}03\,(1 + 10^{(pH-6,1)}).$$

Программа расчета параметров КЩС может быть существенно расширена за счет вычисления ряда дополнительных показателей. Однако, как показывает опыт, даже использование ограниченного набора показателей КЩС позволяет с достаточной точностью диагностировать различного рода сдвиги кислотно-щелочного состояния. В качестве примера приведем варианты интерпретации АОД по трем показателям КЩС (pH, pCO_2, BE), реализованные в виде программы для ЭЦВМ (табл. 4).

Обработка электрокардиограмм,— пожалуй, один из наиболее распространенных фактов использования ЭЦВМ в медицине. Существует весьма большое число различных программ анализа электрокардиосигнала ЭКС. Обычно можно выделить две составные части любой подобной программы: 1) выделение некоторых первичных характеристик ЭКГ; 2) построение на их базе определенных диагностических процедур. Первая часть в свою очередь также может быть реализована принципиально различными путями.

Таблица 4

Варианты интерпретации АОД по трем показателям КЩС

№	Выходные данные: если pH	если pCO_2	если BE	Интерпретация
1.	7,37—7,43	35—45	—3—+2	Норма
2.	<7,37	35—45	<—3	Некомпенсированный метаболический ацидоз
3.	<7,40	<35	<—3	Метаболический ацидоз с респираторной компенсацией
4.	>7,43	35—45	>+2	Некомпенсированный метаболический алкалоз
5.	>7,40	>45	>+2	Метаболический алкалоз с респираторной компенсацией
6.	<7,37	>45	—3—+2	Некомпенсированный респираторный ацидоз
7.	<7,40	>45	>+2	Респираторный ацидоз с метаболической компенсацией
8.	>7,43	<35	—3—+2	Некомпенсированный респираторный алкалоз
9.	>7,40	<35	<—3	Респираторный алкалоз с метаболической компенсацией
10.	<7,37	>45	<—3	Комбинированный метаболический и респираторный ацидоз
11.	>7,43	<35	>+2	Комбинированный метаболический и респираторный алкалоз
12.	Любое значение	<35	<—3	Комбинированный метаболический ацидоз и респираторный алкалоз
13.	Любое значение	>45	>+2	Комбинированный метаболический алкалоз и респираторный ацидоз

Наиболее очевидный из них — это автоматическое выделение и распознавание отдельных элементов кардиоцикла (волн P, QRS и T), т. е. фактическая имитация на ЭЦВМ деятельности врача. Этот путь реализован, например, в алгоритмах, описанных в [15, 40, 64, 89]. В одном из них для идентификации комплексов ЭКС используют математический аппарат теории распознавания образов. ЭКС рассматривают как цепочку первичных элементов [15] или так называемых дуг, которые описываются вектором параметров: $X=(r, \tau, A, s, k)$, где r — кривизна дуги; τ — длительность фронта дуги; A — амплитуда; k — крутизна на единицу длительности фронта дуги; s — крутизна.

Для анализа всей цепочки первичные элементы разбивают на элементы, принадлежащие изолинии (I), и элементы, принадлежащие ЭКС (K). Для классификации первичных элементов строят линейную дискриминантную функцию, используя методы теории статистических решений. Априорные вероятности классов I и K принимаются равными, а многомерные условные плотности распределения признаков аппроксимируются произведениями одномерных, полученных в ходе предварительного эксперимента. В качестве признаков первичных элементов используются два набора параметров дуг: $\gamma=(\tau, A)$ и $\gamma=(\tau, A, s, k)$. Элемент принадлежит классу I, если $\gamma<l_1$, а классу K, если $\gamma<l_2$; в противном случае — неопределенному классу. Пороги l_1 и l_2 уточнялись экспериментально. Классификация по первому набору признаков дала примерно 88% правильных ответов и 11% отказов, по второму — соответственно 95 и 5%.

После выделения элементов, принадлежащих изолинии, анализ ЭКС облегчается и ускоряется. Например, K-элементы ЭКС у здоровых составляют лишь 42% от числа всех первичных элементов. Далее определяют основные элементы ЭКС, отрезки прямых, объединяемые в сегменты, в которых выделяют вершины простых дуг. Каждая дуга описывается координатами вершины и кривизной. Все дуги разбиваются на классы P, QRS, T и класс I (если дуги не принадлежат к классам P, QRS и T).

Ошибки при работе по предложенному алгоритму (например, к комплексу QRS не присоединяются зубцы Q и S) встречаются в случае малой амплитуды край-

них зубцов (Qa или $Sa<0{,}04$ мВ). При условии $Ra<0{,}04$ мВ и $Ta<0{,}04$ мВ выдается ответ, что соответствующий зубец отсутствует. Применение такого алгоритма, использующего структурные свойства ЭКС, позволяет затрачивать на распознавание одного $PQRST$-комплекса на ЭВМ «Минск-22» 1—2 с машинного времени.

Естественно, возможны и иные способы выделения основных элементов ЭКГ, например, основанные на измерении высоты и ширины различных зубцов кардиограммы [62, 74]. Отметим, что во многих случаях процедура распознавания элементов ЭКС начинается с выделения зубца R (его переднего фронта или вершины), причем найденная характерная точка затем используется в качестве опорной для дальнейшего анализа.

В настоящее время наибольшее распространение получили два метода регистрации электрокардиографических сигналов: с использованием либо системы 12 отведений, либо системы 3 ортогональных отведений. Обе системы отведений несут примерно одинаковое количество информации. Справедливость данного положения в условиях клиники была подтверждена результатами сравнительного исследования обеих систем отведений более чем на 1000 больных [183—185, 202—204]. Отметим, что современные исследования, направленные на определение оптимальной системы отведений, которая бы позволила регистрировать максимальное количество информации, показывают, что в качестве наиболее перспективной представляется система, нацеленная на выделение электрической активности отдельных частей миокарда. При таком построении системы отведений электрическая активность каждой из частей миокарда отражается своей собственной ЭКГ [97, 163].

При использовании ортогональных отведений X, Y, Z начало и конец каждой волны ЭКГ может определяться по значениям приращений сигналов (ΔX, ΔY, ΔZ) за единицу времени Δt или путем вычисления специального показателя — пространственной скорости D:

$$D = \frac{1}{\Delta t}(\Delta X^2 + \Delta Y^2 + \Delta Z^2)^{1/2}.$$

Тогда начало и конец каждой волны ЭКГ находят путем выделения точек, где значение D превышает некоторый пороговый уровень.

В качестве полезных информативных показателей деятельности сердца могут использоваться и некоторые интегральные величины, например желудочковый градиент. При вычислении этого параметра определяют площади, ограниченные ЭКГ выше и ниже изолинии, вычисляя затем разность этих площадей. Найденный этим способом показатель — интегральный электрический эффект различия процессов деполяризации и реполяризации желудочков во времени. Ввиду того что при этом методе весь сердечный цикл характеризуется одним числом, большое количество информации теряется. Однако он может применяться на практике для предварительного разделения нормальных и патологических ЭКГ или использоваться врачом в качестве дополнительного информативного признака.

Все рассмотренные выше способы выделения информативных показателей, как уже отмечалось, в целом носят эвристический характер, во многом имитируя действия специалиста-кардиолога. Второй возможный путь получения набора характеристик ЭКС носит абстрактно-математический характер и состоит в представлении этого сигнала в виде разложения в ряд по некоторой системе базисных функций с последующим вычислением коэффициентов этого разложения.

В качестве системы базисных функций могут использоваться, например, широко распространенные системы, скажем, тригонометрические функции (разложение в ряде Фурье [107, 108]) или же некоторые функции специального вида, приспособленные для эффективного анализа [108, 226].

Различные диагностические процедуры, использующие числовые значения некоторого набора информативных признаков, могут строиться с помощью различного математического аппарата [64], например:

а) путем составления логического «дерева» решений, моделирующего логику решений врача;

б) на базе многомерного статистического анализа и теории принятия решений;

в) с использованием идей теории распознавания.

Ясно, что работы по созданию различного рода эффективных диагностических алгоритмов еще далеки от завершения, хотя определенные достижения в области диагностики различных заболеваний сердца уже имеются и в настоящее время.

Так, например, сравнение рутинной и автоматической обработки данных ЭКГ при анализе остаточных явлений инфаркта миокарда у 134 больных показало, что обычные методы дали неправильные результаты в 22%, тогда как при АОД был поставлен правильный диагноз во всех случаях [202]. Повышение точности и надежности анализа ЭКГ при АОД объясняется возможностью проведения значительно большего объема измерений с высокой точностью, недоступной даже опытному кардиологу при традиционных методах оценки. Тем не менее анализ более обширных массивов информации показывает, что АОД ЭКГ также свойственны погрешности анализа и ошибки диагностики. Так, например [183], при интерпретации 4055 кривых в 8,5% случаев были допущены те или иные неточности. При этом в 5% не был обнаружен инфаркт миокарда или, наоборот, диагностирован инфаркт миокарда по некачественным записям там, где его на самом деле не было. В 4,5% случаев обнаруживали ишемию миокарда только в одном или двух отведениях, а в остальных отведениях серьезные нарушения питания миокарда оставались незамеченными. Как показал анализ, источниками погрешностей являются в основном ошибки технического персонала, ошибки программирования и технические погрешности, связанные, например, с некачественностью магнитной ленты, недостатком опыта работы у персонала, неверной локализацией электродов и т. п.

Одна из наиболее трудных задач АОД ЭКГ — определение нарушений ритма и проводимости сердца [91, 145, 183]. Для этого очень часто используют логические алгоритмы, разработка которых не требует большого архива электрокардиограмм, так как его заменяет опыт специалистов. Одна из машинных программ, построенных по указанному принципу, предназначена для автоматической интерпретации наиболее общих нарушений сердечного ритма по шести- и десятисекундным записям ЭКГ [263].

Для классификации в ней использован метод ветвей, моделирующий логику врача, дополненный логикой, разработанной с учетом возможных искажений при распознавании формы сигнала или неточности измерений. Программа записана на универсальном алгоритмическом языке FORTRAN и содержит около 1700 команд. Она предназначена для обработки ЭКС, полученных с

использованием ортогональной системы отведений и кодированных с частотой квантования 500 отсчетов в секунду. Алгоритм выделения информативных показателей в этой программе состоит из 5 частей:

1. Измерение длительностей интервалов *RR*, *PR* и *QT*, амплитуды зубцов *R* и *S* в отведениях *X*, *Y* и *Z*, амплитуды зубца *Q* в отведении *Z*, максимумов векторов волн *QRS*, *P* и *T* и их длительностей, максимальной амплитуды *P* в отведении *X* и *Y*.

2. Выделение аномальных комплексов *QRS* путем проверки каждого комплекса на морфологическое отличие от усредненного по нескольким циклам. Критериями отклонения *QRS* от нормы служили следующие признаки: а) амплитуда зубцов *R* и *S* в отведениях *X*, *Y* и *Z* отличается на 240 мкВ от усредненных значений (комплекс считается анормальным, если хотя бы три из шести параметров отличаются от среднего на заданную величину); б) значение пространственного максимума *QRS* отличается на 340 мкВ или более от среднего или отличие суммарного вектора *QRST* от усредненного значения составляет по крайней мере 400 мкВ или более; в) длительность *QRS* больше чем на 23 мс превышает среднее значение.

3. Подсчет укороченных (на 80, 85 и 90% короче среднего) и удлиненных (на 10 и 50% превышающих длительность среднего) интервалов *R—R*; определение полярности волны *P* в отведениях *X* и *Y*.

4. Проверка длительности интервалов *RR* до и после комплекса *QRS*, признанного анормальным.

5. Оценка отличия длительности и амплитуды волны *P* от среднего значения.

При отработке программы использовалась обучающая выборка, которая включала 543 шестисекундных и 179 десятисекундных записей ЭКГ 344 пациентов с различными видами аритмии. Проверка работы логики программы проводилась соответственно с использованием 450 и 207 записей 239 других пациентов. Верификация диагноза проводилась по заключению опытного специалиста. Результаты проверки показали, что корректный диагноз синусового ритма без атрио-вентрикулярной блокады был получен в 86—97% случаев в зависимости от длительности анализируемого сигнала (6 или 10 с соответственно). Аналогично мерцание предсердий классифицировалось правильно в 82 и 92% случаев.

В 87% случаев были правильно распознаны желудочковые экстрасистолы. Ограничения в использовании программы связаны с анализом достаточно коротких участков ЭКГ.

Другая машинная программа автоматической диагностики, в частности аритмий, предназначена для обработки сигналов от 12 отведений, квантованных с частотой 250 отсчетов в секунду [261, 262]. Программа записана на языке FORTRAN и состоит из двух частей — выделение диагностических признаков (1800 команд) и постановка диагноза (790 команд).

Выделение диагностических признаков производится с использованием методов распознавания образов и реализовано в виде 5 подпрограмм:

1) подпрограммы определения положения комплекса *QRS* с таблицей решений относительно пяти видов нарушений сердечного ритма;

2) подпрограммы распознавания вида комплекса *QRS* с таблицей решений относительно семи возможных конфигураций комплекса;

3) подпрограммы определения базовой линии: в качестве точек, принадлежащих базовой линии, принимаются точки, определяемые как начало комплекса *QRS*;

4) подпрограммы распознавания волн *T* и *P* с соответствующими таблицами решений относительно 5 видов зубца *T* и 4 видов зубца *P*;

5) подпрограммы определения сегмента *ST* с таблицей решений относительно 8 видов сегмента.

В результате выполнения перечисленных подпрограмм (I часть исследования) определяются 18 параметров волн ЭКГ, в том числе амплитуда и длительность волны *P*, зубцов *Q*, *R* и *S*, волны *T*, частота сердечного ритма и регулярность интервалов *R*—*R*, смещение *ST*, длительность *PQ*(*PR*), *QT*, *QR* и *QRS*, а также типы волн *P*, *T* (положительная, отрицательная, двухфазная, с зазубриной, уплощенная), *QRS* и *ST*.

Значения каждого параметра определялись для десяти циклов.

В диагностической части (II часть программы) проверяется подобие *QRS* комплексов и регулярность интервалов *R*—*R*. *QRS* комплексы в одном отведении считаются подобными, если их параметры отличаются не более чем на 20%.

Первые две из имеющихся в программе девяти таблиц принятия диагностических решений предназначены для диагностирования нарушений ритма. Третья таблица используется для выявления нарушения внутрижелудочковой проводимости, четвертая и пятая — инфаркта миокарда, шестая — гипертрофии желудочков, седьмая — изменений сегмента *ST*, восьмая — изменений в волне *T* и девятая — некоторых изменений волны *P* и интервала *PQ*.

Проверка программы проводилась на 200 электрокардиограммах, по которым имелись заключения кардиологов. Результаты проверки приведены ниже:

Врачебный диагноз	Совпадение с машинным диагнозом, %
Синусовый ритм	85
Аритмия	66
Норма	86
Инфаркт миокарда	83
Гипертрофия левого желудочка	75
Нарушение внутрижелудочковой проводимости	80
Незначительные отклонения от нормы	78

Для обработки ЭКГ одного больного требовалось примерно 5 с машинного времени.

Иная методика решения задачи распознавания вида аритмий предложена в [138]. В ней используется математический аппарат теории марковских цепей. В качестве исходной информации измеряются изменения длительности *R—R* интервалов электрокардиограммы. Проверка метода проводилась на 35 записях по 100 *R—R* интервалов каждая, относящихся к шести видам нарушений сердечного ритма: мерцание предсердий, наджелудочковая и желудочковая экстрасистолия, бигеминия, синусовая тахикардия с бигеминией и пароксизмальная тахикардия. Классификация во всех случаях была проведена без ошибок, что указывает на перспективность данного метода выделения аритмий определенного вида.

Перечень различных алгоритмов обработки ЭКГ может быть значительно расширен. Очевидно, здесь в этом нет особой необходимости. Приведем только некоторые сведения о 8 подобных алгоритмах, получивших, судя по имеющимся публикациям, наибольшее распространение в системах АОД за рубежом (табл. 5).

Таблица 5

Некоторые сведения о наболее распространенных за рубежом алгоритмах в системах АОД

№ п/п	Авторы алгоритма	Страна	Назначение алгоритма: для АОД ЭКГ
1.	R. Smith и др.	США	Корригированных ортогональных отведений по Франку
2.	C. Caceres и др.	США	Скалярных отведений корригированных ортогональных отведений по Франку
3.	H. Pipberger и др.	США	
4.	L. Pordy, R. Bonner и др.	США	Скалярных отведений корригированных ортогональных отведений по Франку
5.	X. Arvedson	Швеция	
6.	Y. Gillmann	ФРГ	То же
7.	U. Riedel и др.	ФРГ	Скалярных отведений и ортогональных и скалярных отведений
8.	P. MacFarlane	Великобритания	

Наличие большого числа однотипных алгоритмов делает весьма актуальной задачу их дальнейшего анализа, задачу, которая на сегодняшний день решена в весьма малой степени. Наиболее распространенный критерий оценки эффективности программ обработки медицинской информации с помощью ЭВМ — процент несовпадений диагнозов между заключением квалифицированного клинициста и результатами обработки на ЭВМ. Между заключением специалиста-кардиолога и результатами анализа ЭКГ с помощью ЭВМ могут быть несовпадения следующего характера:

— ЭВМ не дала ответа, согласующегося с критериями программы. Обычно это происходит вследствие по-

грешностей в замере зубцов или наличия значительных артефактов (до 5% по данным [212, 239]).

— ЭВМ дает ответ, согласующийся с критериями программы, с которым кардиолог не согласен. В этом случае причиной несовпадения является не сама система, а разногласие среди врачей-кардиологов, с одной стороны, определявших критерии обработки, а с другой — использовавших ее результаты (менее 2% по тем же данным).

— ЭВМ находит патологию, а кардиолог нет — ложноположительные заключения (до 0,2%).

— ЭВМ дает ответ, неожиданный для специалиста, подтвержденный детальными клинико-лабораторными исследованиями. Очевидно, процент таких ответов зависит от компетентности специалиста.

Анализ 20 019 кривых, снятых у 13 359 пациентов, показал, что усовершенствование технического и математического обеспечения обработки позволило снизить процент ошибок с 20 до 12,2%. При этом несовпадения при анализе контура составляют 8,2%, ошибки при анализе ритма — 2,3%, ложноположительные заключения — 4%, ложноотрицательные — 0,2%.

Наряду с ошибками в измерении имеют место ошибки из-за несовершенства критериев. Так, например, ложноотрицательные заключения при гипертрофии левого желудочка составили 44,8%, диагностика атриовентрикулярной блокады II—III степени осуществляется правильно только в 20% случаев. При других видах патологии достигнута высокая степень совпадения.

Сравнение программы анализа L. Pordy и др. для скалярных отведений ЭКГ [212] и R. Smith для векторкардиограммы [239] на том же массиве в 20 019 кривых показало, что при использовании последней процент совпадений с мнением кардиолога падает с 87,8 до 70. Однако процент ложноположительных заключений сокращается.

Кроме сравнения различных алгоритмов анализа ЭКГ, несомненный интерес представляет и сопоставление различных типов ЭЦВМ, имея в виду решение проблемы выбора таких ЭЦВМ, технические возможности которых в наибольшей степени отвечают тем или иным задачам, встречающимся в АОД ЭКГ.

Подобная сравнительная оценка зарубежных ЭВМ различных классов для АОД ЭКГ приведена в [106].

Для сравнения выбраны машины Control Data Corporation серии 160, 160A, 3000 и 6000, IBM модели 650 704, 7090 и 360/50, Digital Equipment Corporation серии PDP и др. В результате сравнения предлагается следующее распределение функций в системе анализа электрокардиограмм: PDP-8 для приема в аналоговой форме сигналов ЭКГ одновременно со спирограммой и сигналом давления крови, а также для выбора участка записи для последующего анализа; затем выбранные данные передаются на машину CDC-160A, которая анализирует их и передает результаты на Univac-1108 для статистической обработки и хранения; для представления результатов потребителю используется машина CDC-8090.

Ясно, что дальнейшее совершенствование технического и математического обеспечения позволит, по всей видимости, повысить эффективность анализа ЭКГ в системах АОД.

Типичная цифровая вычислительная система для регистрации и анализа ЭКГ состоит из дистанционного устройства подготовки данных и центрального процессора. На устройстве подготовки данных оператор выбирает участок записи для обработки, который затем кодируется на аналого-цифровом преобразователе, а полученная в результате последовательность кодов хранится в памяти машины. При этом если при использовании системы 12 отведений сигналы от каждого из отведений могут быть оцифрованы в отдельности, то при ортогональных отведениях все три сигнала должны квантоваться одновременно.

В центральном процессоре проводится распознавание волн ЭКГ и определение их параметров, которые затем используются в диагностической программе.

Рассмотрим более подробно одну из подобных функционирующих систем анализа ЭКС [128]. Она состоит из блоков съема информации, передачи данных и их обработки.

Блок съема включает трехканальный электрокардиограф, магнитограф с высоким качеством записи и воспроизведения, выход для передачи сигналов по обычной телефонной линии и модуль управления. Последний осуществляет автоматическое управление всеми операциями и позволяет фиксировать на магнитной ленте необходимые идентификационные и другие данные о па-

циенте (номер, дата и час записи, пол, возраст, рост, вес, клинические данные и др., всего до 40 знаков). На электрокардиографе отведения записываются группами по 3: I—III стандартные; aVR—aVL—aVF; V_1—V_3; V_4—V_6; X—Y—Z (ортогональные отведения Франка). Переход от одной группы отведений к другой осуществляется автоматически. Длительность кривой обычно составляет 11 с на каждое ортогональное, 5 с — на другие отведения.

Магнитограф записывает 3 частоты звукового диапазона, модулируемые ЭКГ. Одновременно с этим передается эталонная частота, позволяющая корректировать нулевую линию. На одну стандартную ленту можно записать до 30 ЭКГ вместе с идентификационными данными.

Блок передачи включает передающее и приемное устройства, соединенные стандартным телефонным каналом связи. Важнейшим устройством этого блока является устройство сопряжения, расположенное на приемном конце, позволяющее произвести предварительную обработку сигналов для ввода в аналого-цифровой преобразователь и ЭВМ. Основными функциями его являются:

— контроль качества передачи: оно снабжено контрольно-измерительными приборами, определяющими состояние телефонных линий, и самописцем, воспроизводящим передаваемую ЭКГ;

— запись сигналов на магнитную ленту, позволяющая организовать централизованное хранение ЭКГ в кассетах;

— передача сигналов в блок обработки.

Блок обработки содержит АЦП, преобразующий аналоговый сигнал в цифровую форму, и ЭВМ. Преобразованию подлежит только полный набор кривых при наличии идентификационных данных. В противном случае данные не воспринимаются преобразователем.

Программа анализа ЭКГ с помощью ЭВМ включает распознавание зубцов, измерение их среднего значения и печатание результатов анализа.

Одним из существенных вопросов, возникающих при создании систем АОД ЭКГ (как, впрочем, и других медико-биологических сигналов), является вопрос выбора подходящих параметров аналого-цифрового преобразо-

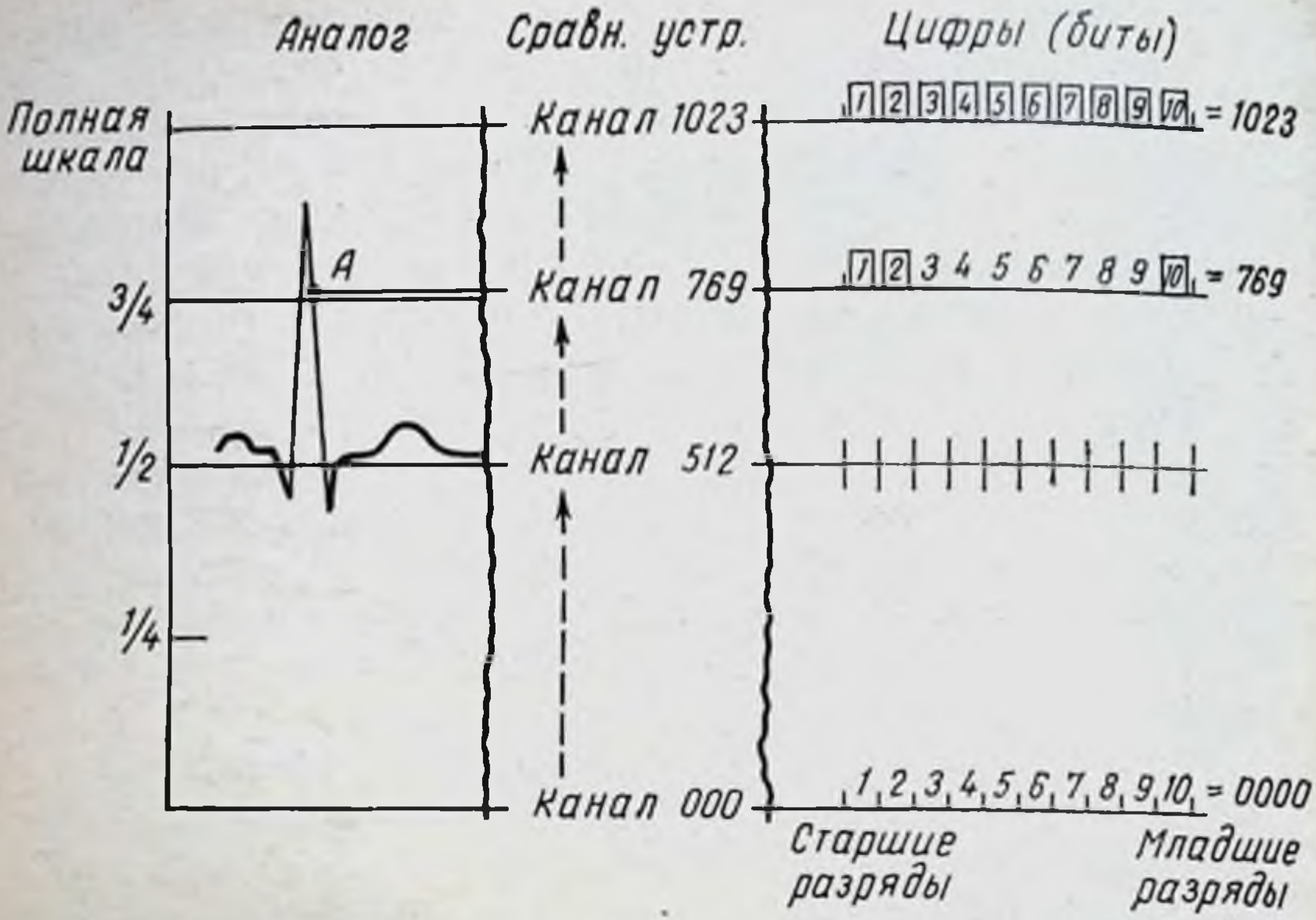


Рис. 38. Преобразование ЭКГ в цифровую форму (аналог-код).

вателя и прежде всего числа уровней квантования и частоты дискретизации ЭКС.

Преобразование аналогового сигнала ЭКГ в цифровую форму должно проводиться с точностью, которая является не только практичной, но гарантирует минимальные потери и искажения первоначальной информации.

Специфическая форма электрокардиографического сигнала требует большого числа уровней квантования. Практика показывает, что использование десятиразрядной АЦП, что соответствует 1024 уровням квантования, вполне обеспечивает необходимую точность преобразования (рис. 38). Что касается выбора частоты квантования (дискретизации) во времени, то здесь можно высказать следующее соображение. Низкая скорость квантования по времени может вызвать значительную потерю информации, а высокая скорость квантования дает избыточное количество данных, которые необходимо запоминать и хранить. Стоимость цифровой обработки примерно пропорциональна частоте квантования.

В соответствии с известными результатами теории информации любой непрерывный сигнал может быть воспроизведен по дискретным отсчетам без ошибки, ес-

ли он квантуется с частотой по крайней мере в два раза более высокой, чем наивысшая частота сигнала.

Выявлено, что бо́льшая часть клинически значимой информации ЭКГ лежит в достаточно узкой полосе частот. Частотный анализ спектра ЭКГ показывает, что практически диапазон частот ЭКГ составляет полосу в пределах 0,4—80 Гц. Большинство электрокардиографов воспроизводят сигналы с верхней частотой, которая не превышает 80 Гц.

Таким образом, с теоретической точки зрения, частота квантования около 200 преобразований в 1 с (200 Гц) должна быть достаточна для обработки ЭКГ, за исключением высокочастотных компонент. Компоненты, имеющие частоту 1000 Гц и более, не имеют клинического значения, а их анализ на ЭВМ затруднителен. В большинстве систем обработки ЭКГ имеется тенденция повышать скорости квантования до 500—1000 Гц. Однако было показано, что изменение скорости квантования от 200 до 1000 Гц не дает качественно новых результатов.

Принимая во внимание, что обработка ЭКГ должна производиться быстро и не вызывать значительных затрат, сохраняя все важные детали первоначального сигнала, считают наиболее подходящей скоростью квантования ЭКГ 200—250 Гц [261, 262].

Известны автоматизированные системы кодирования ЭКГ [9, 16, 263]. Автоматизированная система кодирования четырех любых отведений ЭКГ на базе ЭВМ «Наири-С» включает кардиограф и коммутатор, преобразователи аналог-код и код-аналог, фазорентгенокардиограф (ФРК), блок управления вводом ЭКГ и калибровочного сигнала в ЭВМ, контрольный осциллограф, панель управления. Программы математического обеспечения расположены в ДЗУ «Наири-С» [17].

Математическое обеспечение кодирования ЭКГ состоит из системы 23 базисных функций ЭКГ, программ вычисления калибровочных коэффициентов по всем 4 каналам информации, поиска RR'(SS) интервала на синхроканале, выравнивания ЭКГ по длительности, вычисления коэффициентов разложения и декодирования.

Стандартное кодирование ЭКГ предусматривает использование миннесотского кода [239, 262], реализованного у нас в стране для ЭВМ «Минск-22» [9]. Согласно разработанной методике, ЭКГ синхронно коди-

рируют на бумажную (для контроля автоматической программы) и магнитную (для кодирования ЭКГ) ленты. На обе ленты наносят номера пациента и отведения. Программа написана на алгоритмическом языке «АЛГАМС» и включает несколько операций.

1. После просмотра записей на бумажной ленте для отбора ЭКГ с нарушениями ритма или проводимости ЭКС через преобразователь вводится ЭВМ и записывается на магнитную ленту.

2. Автоматическое измерение признаков [64] для определения кодового номера ЭКГ. Для описания одного отведения ЭКГ определяют максимальные ординаты зубцов Q, R, R^1, S, T, T^1, ординаты трех характерных точек на интервале $S—T$, длительности зубца Q, интервалов RQ, QS, QR-пик, $R—R$.

3. Определение кодовых номеров патологических симптомов ЭКГ по вычисленным признакам и печать их на АЦПУ. Перед кодовыми номерами печатается порядковый номер пациента.

Отметим в заключение, что использование АОД практически не нарушает обычный процесс интерпретации ЭКГ. Палатный врач, получая результаты машинной диагностики, может согласиться с ними или опровергнуть их, имея дополнительную информацию о больном. Однако неоспоримое преимущество АОД заключается в большой скорости и практически неограниченном объеме выполнения вычислительных операций, что особенно важно в специализированных отделениях, при массовых обследованиях и других случаях трудоемких расчетов при анализе ЭКГ.

5—5. Комбинированные системы обработки информации

Комбинированные системы обработки информации представляют собой объединение в единое целое аналоговых и цифровых вычислительных устройств (машин). Основная идея подобного объединения — подчеркнуть достоинства каждой из разновидностей вычислительных машин, одновременно сгладив их недостатки. Условием построения подобных систем является наличие аналого-цифровых и цифро-аналоговых преобразователей, с помощью которых осуществляется обмен информацией между аналоговой и цифровой частями системы.

Комбинированные вычислительные устройства для обработки информации используются довольно часто. При этом обычно аналоговой части поручается предварительная обработка исходного аналогового сигнала (сглаживание данных, фильтрация помех, дифференцирование и интегрирование сигналов, приведение их к стандартному виду и т. п.). Цифровая часть системы при этом осуществляет хранение поступающей информации и реализует те или иные алгоритмы ее вторичной обработки. Как правило, такие алгоритмы достаточно громоздки и сложны, отличаются развернутой логикой решений.

Подобные комбинированные устройства описаны [91, 112, 189, 229]. Так, например, в комбинированном устройстве, предназначенном для анализа электрокардиограмм, аналоговая часть осуществляет усиление ЭКС, сглаживает сигналы, пропуская только частоты от 0,1 до 100 Гц, с помощью специального заграждающего фильтра устраняет сетевую помеху, производит дифференцирование ЭКС и последующее сглаживание получаемой производной сигнала. В ЦВМ с помощью аналого-цифровых преобразователей вводятся дискретные значения ЭКС и ее производной, после чего ЦВМ осуществляет анализ получаемых данных, вычисляя амплитуды и длительности волн ЭКС.

В комбинированном устройстве, приспособленном для оперативного анализа нейрофизиологических данных, аналоговая часть осуществляет преобразование импульсных сигналов от нейрона в стандартную форму, после чего информация вводится в ЦВМ. Последняя строит гистограмму интервалов между соседними импульсами и осуществляет проверку гипотезы о независимости длительностей соседних интервалов. Кроме того, это комбинированное устройство позволяет вычислять авто- и взаимокорреляционные функции сигналов, причем операция временно́го сдвига осуществляется в цифровой, а операции умножения и интегрирования — в аналоговой части системы.

Для определения стадий сна используют графическую регистрацию ряда физиологических сигналов ЭЭГ, ЭКГ, электроокулограммы (ЭОГ), сфигмограммы (СГ). При длительном непрерывном исследовании анализ большого количества записей довольно сложен. Использование только АВМ или ЦВМ не обеспечивает

достаточно полного исследования с необходимым уровнем автоматизации. Для решения этой задачи целесообразно применение гибридных методов: аналоговых — для фильтрации и предварительного сжатия информации, а цифровых — для вычисления параметров сигналов, логической оценки их и накопления.

Подобная специализированная гибридная вычислительная система состоит из многоканального магнитного регистратора с частотной модуляцией, аналоговой части, построенной на базе модулей по CAMAC-стандарту [1], и малой ЦВМ с устройством сопряжения (интерфейсом) [137].

Комбинированные устройства описанного типа составляют в сущности низший уровень в иерархии комбинированных вычислительных систем. Высший ее уровень образуют системы, где осуществлено не просто механическое разделение функционального назначения аналоговой и цифровой составляющих, а эти составляющие взаимодействуют друг с другом по линии управления, взаимного изменения алгоритмов и программ обработки поступающей информации по мере ее текущего анализа. Подобное управление в комбинированных системах, как правило, осуществляется со стороны ЦВМ. Такие комбинированные системы могут использоваться как при обработке медицинских данных, так и для моделирования сложных биологических явлений. В первом случае ЦВМ, входящая в систему, может по мере анализа поступающей информации от аналоговой машины принять решение о перестройке коэффициентов фильтров, если фильтрация оказывается неудовлетворительной, или, например, может изменять время интегрирования, если эта операция реализуется в АВМ и т. д. Во втором случае АВМ, как правило, используется для моделирования собственно биологического процесса, а в ЦВМ сосредоточиваются алгоритмы его исследования и улучшения модели. Так, например [165], при использовании модели изменения локализации веществ в циклах метаболизма рассматриваемые явления описываются системой линейных дифференциальных уравнений с постоянными коэффициентами. Эти коэффициенты заранее неизвестны исследователю; известными являются лишь экспериментальные данные, которые фактически должны

---

[1] CAMAC — см. главу 1.

соответствовать решению системы дифференциальных уравнений, если коэффициенты этих уравнений выбраны правильно. В такой ситуации наиболее рационально решение системы дифференциальных уравнений производить с помощью АВМ, возложив на цифровую машину реализацию итеративного процесса подбора неизвестных коэффициентов дифференциальных уравнений. Действительно, набрать на АВМ схему для решения указанной системы уравнений много проще, чем составить соответствующую программу, да и результат решения получается весьма быстро и в наглядной аналоговой форме. В то же время ЦВМ хорошо приспособлена для реализации процедуры итеративного поиска, когда результаты решения системы с некоторыми значениями коэффициентов сравниваются с реальными измерениями, и ЦВМ рассчитывает и вводит в АВМ новые значения коэффициентов, при которых расхождения между этими величинами уменьшаются. Подобное совместное функционирование АВМ и ЦВМ в рамках единого комбинированного комплекса позволяет решать весьма сложные задачи.

К настоящему времени комбинированные вычислительные системы не нашли еще достаточного применения скорее по техническим, чем по принципиальным причинам. Однако ясно, что их использование для анализа медико-биологической информации представляется весьма перспективным.

ГЛАВА 6. ИНФОРМАЦИОННЫЕ СИСТЕМЫ ОПЕРАТИВНОГО ВРАЧЕБНОГО КОНТРОЛЯ (ИСОВК)

6—1. Применение систем интенсивного наблюдения

Информационные системы оперативного врачебного контроля (ИСОВК) предназначаются для непрерывного съема физиологической информации, автоматического распознавания функциональных состояний обследуемых, индикации результатов диагностики и отдельных физиологических показателей, регистрации данных при появлении нарушений в деятельности организма и управления исполнительными устройствами для осуществления регуляции жизненных функций [30, 31].

Ввиду многообразия задач оперативного врачебного контроля в зависимости от назначения выделяют три основных класса ИСОВК:

1. Наблюдение за состоянием тяжелобольных.

2. Наблюдение за состоянием здорового человека, подвергающегося экстремальным воздействиям (невесомость, динамические перегрузки, длительное пребывание в среде с ненормальным содержанием кислорода, в гипербарических и гипобарических условиях, стрессовые состояния и т. п.).

3. Оценка работоспособности человека-оператора.

Наблюдению за состоянием здорового человека, подвергающегося экстремальным воздействиям, и оценке деятельности человека-оператора посвящены известные работы [3, 5, 58]. Поэтому остановимся только на ИСОВК для наблюдения за состоянием тяжелобольных. Такие системы называют также мониторами, «электронными сестрами» или «нянями» и т. д.

Если даже совсем немного поговорить с руководителями крупных лечебных учреждений или отделений стационара, можно сразу же выяснить, что внимание

врачей всегда приковано к группе больных, обычно называемых тяжелыми, находящихся в угрожающем состоянии, часто без сознания. Это больные, оперированные сегодня или накануне, может быть, несколько дней назад или доставленные в тяжелом состоянии в терапевтические отделения. За ними особо внимательно наблюдают, их отмечают, о них докладывают на утренних «пятиминутках», обсуждают на консилиумах врачей, около них издавна создают специальные круглосуточные посты персонала.

В течение последнего десятилетия подобных больных стали помещать в специальные отделения интенсивного ухода, или, как их часто называют, реанимации, требующие специальной планировки, монтажа оборудования, особого штатного расписания и т. д. [156, 175, 218—220, 244].

Интенсивная терапия подразделяется на интенсивное наблюдение и интенсивное лечение. Интенсивным наблюдением охватывается группа больных, у которых заболевание протекает особенно тяжело и может принять угрожающие формы. В интенсивном лечении нуждаются больные с нарушением жизненно важных функций организма: дыхательной и сердечной деятельности, системы кровообращения, температурной регуляции, регуляции обмена веществ. Интенсивное лечение направлено на выведение пациента из угрожающего состояния. Понятие интенсивного ухода относится к обеим группам больных. Часто на практике интенсивное наблюдение и интенсивное лечение бывает трудно отличить друг от друга. Но несмотря на это, стараются разделять больных для интенсивного наблюдения и интенсивного лечения, оборудовать для них раздельные койки и направленно готовить обслуживающий персонал.

Больные подлежат госпитализации в отделения интенсивной терапии в следующих случаях [224]:

1. Сердечно-сосудистые заболевания:

а) свежий инфаркт миокарда или тяжелая коронарная недостаточность с высокой вероятностью возникновения инфаркта;

б) декомпенсированные пороки сердца, тяжелая недостаточность миокарда, декомпенсация в малом круге кровообращения;

в) угрожающие нарушения ритма сердечной деятельности;

г) эмболия легочных сосудов, острые тромбофлебиты с опасностью возникновения эмболии легочных сосудов;

д) острая артериальная или венозная окклюзия.

2. Состояние дыхательной недостаточности при:

а) воспалительных процессах в легочной паренхиме при наличии кровохарканья или без него;

б) отеке легких;

в) дегенеративно-фиброзных процессах в легких;

г) нарушении дыхания в результате непроходимости верхних дыхательных путей, пневмотораксе, быстро увеличивающемся плевральном выпоте;

д) нарушении дыхания после наркоза, приема снотворных, кровоизлиянии в желудочки мозга.

3. Нарушения функции почек:

а) преренальная почечная недостаточность (непроходимость почечной артерии, «шоковая почка», гемолиз, Краш-синдром, потеря натрия и хлора, состояние дегидратации, эндогенная интоксикация, миелоз);

б) ренальная почечная недостаточность: острый, подострый и хронический нефрит, интерстициальный нефрит, острый канальцевый некроз;

в) постренальная почечная недостаточность: обтурация уретры камнем, опухолью и др.

4. Кровотечения из пищеварительного тракта:

а) из дивертикулов пищевода;

б) язвенное кровотечение;

в) острый тяжело текущий колит;

г) кровоточащая опухоль.

5. Парез кишечника при отсутствии необходимости немедленного хирургического вмешательства.

6. Острый панкреатит.

7. Острые нарушения процесса обмена веществ:

а) диабетическая кома;

б) печеночная кома (острая дистрофия печени);

в) церебральная кома (например, после длительной гипоксии и др.);

г) криз при болезни Аддисона;

д) кома при базедовой болезни.

8. Нарушения мозгового кровообращения, связанные:

а) с дыхательной недостаточностью и недостаточностью кровообращения;

б) с внутричерепными кровоизлияниями, с опасностью нарушения жизненно важных функций.

9. Тяжелые отравления.

10. После обширных и травматических оперативных вмешательств (первые 3—5 сут при неосложненном течении ближайшего послеоперационного периода).

К персоналу отделений интенсивной терапии предъявляются очень высокие требования. Для работы в таких отделениях привлекаются высококвалифицированные врачи и специально подготовленные медицинские сестры. Кроме того, для наблюдения за больными используется, как правило, весьма сложная аппаратура. Поэтому стоимость интенсивного наблюдения за тяжелобольными высока (примерно в 5—10 раз выше, чем обычно). Однако применение интенсивной терапии весьма эффективно. Например, при лечении инфаркта в отделениях интенсивной терапии число случаев восстановления трудоспособности увеличивается на 10% по сравнению с обычной больницей. Шансы на выздоровление у пострадавших, доставленных в стационар в терминальном состоянии (в состоянии клинической смерти), возрастают более чем на 20% в связи со своевременным информированием врачей о внезапной опасности [95, 224].

В последнее время в отделениях интенсивной терапии все шире используются электронные системы интенсивного наблюдения за тяжелобольными — автоматизированные системы контроля за состоянием больных.

Необходимость разработки подобных систем диктуется двумя причинами [126]: в связи с ростом относительной нехватки медицинского и вспомогательного персонала, обусловленной увеличением количества госпитализуемых больных, требуется автоматизация различных сторон медицинского обслуживания больных; электронные системы могут собирать значительно больше информации лучшего качества, поскольку в этом случае все критические параметры могут находиться под постоянным контролем, а данные могут оперативно выдаваться в проанализированной и наглядной форме.

В начале развития электронных систем для интенсивного наблюдения за больными применялась обычная аппаратура, предназначенная для функциональной диагностики. Аппараты постепенно модифицировались и приобрели специфические черты современных мониторов. Последние отличаются от диагностических приборов в первую очередь по задачам, которые ставятся перед ними. Для диагностики важна точность, а для постоян-

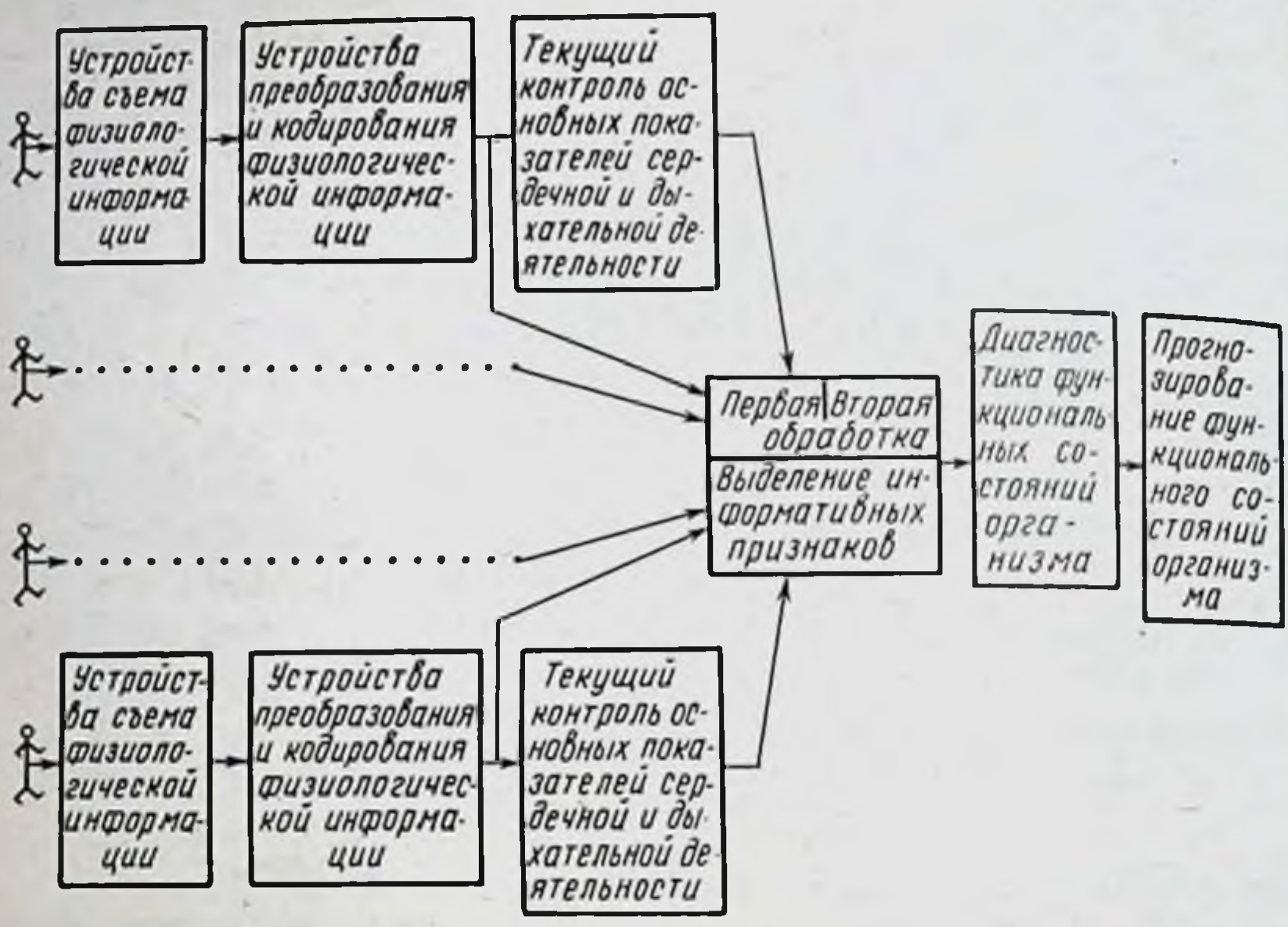


Рис. 39. Структура автоматизированной информационной системы оперативного врачебного контроля (ИСОВК).

ного наблюдения — прежде всего надежность и оперативность получения данных.

Современные ИСОВК предствляют собой кибернетический комплекс, в состав которого обязательно входят датчики и усилители, устройства преобразования и кодирования, логические и арифметические устройства, устройства индикации и сигнализации. В зависимости от особенностей решаемых задач ИСОВК может включать блок управления и пульт оператора, запоминающие и регистрирующие устройства, системы всестороннего контроля, исполнительные механизмы, имитаторы и калибраторы. Наряду с приборами с простейшей логической обработкой это могут быть сложные комплексы для анализа многомерных функциональных зависимостей с использованием специализированных или универсальных аналоговых или цифровых вычислительных машин. Общая структура автоматической ИСОВК представлена на рис. 39 [31]. Несмотря на отличия схемных решений, конструктивных оформлений, качества, надежности, вариантов набора регистрируемых параметров и т. д., комплексы интенсивного наблюдения, выпускае-

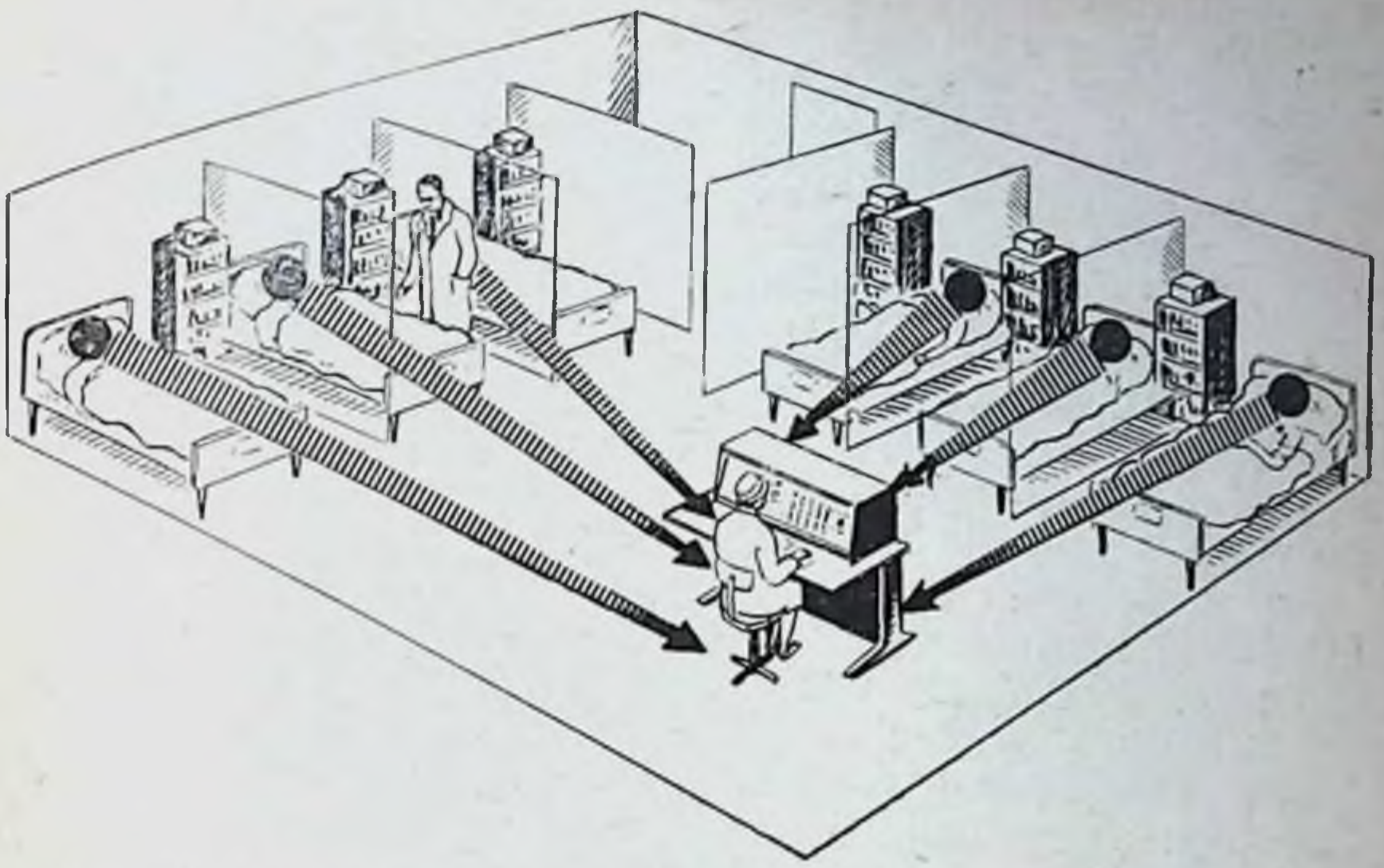


Рис. 40. Общий вид системы оперативного врачебного контроля «Соната» (к конструктивному оформлению ИСОВК).

мые различными организациями и фирмами, имеют многие общие черты.

В большинстве случаев аппаратура ИСОВК строится в виде многоцелевых комплексов, дополняемых по мере необходимости уникальными измерителями. Конструктивно предлагаемые системы состоят из индивидуальных устройств первичного сбора и обработки информации, размещенных в непосредственной близости от больного, и комплексного пульта управления дежурного врача-оператора (рис. 40).

Такие системы предназначены обычно для одновременного обслуживания от 3 до 8 пациентов с приоритетом для наиболее тяжелых состояний, причем приоритет может быть задан врачом либо автоматически в порядке поступления заявки (в данном случае тревожного состояния наиболее тяжело больного).

Контрольные комплексы в большинстве случаев включают: измеритель частоты сердечных циклов; измеритель частоты периферического пульса; измеритель артериального давления (прямым или косвенным методом); измеритель частоты дыхания; измеритель температуры; канал наблюдения элекрокардиосигнала (ЭКС); канал ЭЭГ; блок выдачи сигнала тревоги.

Выбор высоко информативных параметров и рациональных методов их регистрации имеет при создании и последующей эксплуатации мониторов первостепенное значение. При этом необходимо учитывать ряд следующих положений:

1. Каждый дополнительный параметр в значительной мере усложняет схемы и конструкцию, снижает надежность системы и может дать ненужную избыточность информации. Каждый недостающий параметр затрудняет, а иногда делает просто невозможной комплексную оценку состояния тяжелобольного.

2. Сведения, получаемые в результате обычного наблюдения с помощью регистрирующей аппаратуры, являются, как правило, разовыми и не позволяют судить о динамике состояния, а оценка их определяется главным образом квалификацией дежурных врачей и персонала. Реализация принципа интенсивного ухода становится возможной лишь после создания специальной аппаратуры, позволяющей непрерывно автоматически контролировать важнейшие показатели жизнедеятельности организма больного и сигнализировать об их изменениях.

3. При неавтоматическом измерении параметров дежурный врач или персонал могут исключить ошибки измерения, возникающие вследствие движений больного или внешних помех, устранив источник помехи или исключив из оценки неверные результаты. Поэтому принятая в клинической практике диагностика основана на оценке ограниченного, но относительно достоверного объема информации. При непрерывном автоматическом измерении параметров проблема оценки значительно усложняется, поскольку возрастает объем и в определенной степени уменьшается достоверность информации вследствие воздействия помех. Ошибки измерений, возникающие в подобных условиях, приводят к частым ложным тревогам и затрудняют работу персонала отделений интенсивного ухода. Поэтому помехозащищенность каналов регистрации комплексов интенсивного наблюдения является одной из важнейших проблем.

Контроль за дыханием, артериальным давлением, деятельностью сердца и температурой является минимумом тех мероприятий, которые должны осуществляться с помощью системы интенсивного наблюдения.

6—2. Наблюдение за параметрами дыхания

Частота дыхания является простейшим, но весьма информативным показателем состояния организма. Обычно методика измерения частоты дыхания сводится к следующему: электрические сигналы, полученные от соответствующего датчика (см. главу 2), усиливаются, формируются в импульсы, каждый из которых соответствует единичному акту дыхания, а затем эти импульсы подсчитываются на определенном интервале времени.

Оптимальные характеристики блока регистрации частоты дыхания в системах оперативного наблюдения за состоянием тяжелобольных выясняются при изучении лучших зарубежных и отечественных образцов устройств подобного типа и результатов анкетного опроса специалистов более 80 клиник страны [84]. Диапазон измерения частоты дыхания обычно составляет 0—50 дыханий в минуту с погрешностью ±2—3%. Расширение диапазона измерений до 100 дыханий в минуту рекомендуют для универсальных систем, используемых в том числе и для наблюдения за новорожденными и пациентами детских стационаров [224].

Ширина диапазона измеряемых частот находится поэтому в пределах от 0,06 Гц (4 дыхания в минуту) до примерно 1,7 Гц (100 дыханий в минуту). Измерение таких частот возможно аналоговым или дискретным методом.

Для измерения средней частоты дыхания аналоговым методом каждый импульс вдоха — выдоха преобразуется в импульс стандартной амплитуды $U_{имп}$ и длительности τ, после чего последовательность импульсов подается на усредняющее устройство [например, на идеальный коммутируемый интегратор или же, что чаще, на интегрирующий (сглаживающий) фильтр типа интегрирующей RC-цепочки]. На выходе усредняющего устройства получается аналоговый сигнал (напряжение), в определенном масштабе соответствующий искомой средней частоте дыхания.

При измерении частоты дыхания, помимо обычных промышленных помех, собственных шумов усилительного тракта, флюктуаций источников питания, существуют специфические помехи, каковыми являются помехи от движений при измерении частоты дыхания нагрудным датчиком и помехи, возникающие при перераспределении

потока вдыхаемого и выдыхаемого воздуха вследствие разговора, вдоха или выдоха через рот при измерении носовым датчиком.

Для уменьшения влияния подобных помех используются определенные схемы усилителей-ограничителей на входе измерителей частоты дыхания. Кроме того, их влияние обычно уменьшается с ростом постоянной времени интегрирующего элемента Т, определяющей фактически время усреднения.

В общем случае сигнал на выходе формирователя может быть представлен в виде последовательности импульсов одинаковой амплитуды и длительности со случайным моментом появления. Ясно, что в подобной ситуации для определения истинного (как говорят, генерального) значения средней частоты дыхания $f_д$ в принципе необходимо бесконечное время усреднения. При любом конечном времени усреднения исследователь получает лишь оценку неизвестного генерального значения $f_д$. Степень точности получения оценок может быть выяснена путем определения среднеквадратической ошибки σ определения неизвестного генерального параметра (здесь $f_д$).

Определим зависимость среднеквадратической ошибки σ измерения средней частоты дыхания от параметра усредняющего (интегрирующего) элемента Т, если считать, что случайные временные интервалы между двумя соседними импульсами формирующего устройства подчиняются экспоненциальному закону распределения вероятностей (закону Пуассона). Эта математическая модель соответствует ситуации, когда последовательные случайные события (здесь дыхательные движения) происходят совершенно случайно во времени. Ясно, что это предельный вариант реально существующей ситуации в большей степени соответствует некоторым видам патологического дыхания.

С точки зрения получения определенной точности оценивания подобная модель, по-видимому, соответствует наихудшей возможной ситуации.

Пусть в качестве усредняющего устройства (тахометра) используется интегрирующая цепочка с постоянной времени Т, имеющая передаточную функцию $K(j\omega)$ следующего вида:

$$K(j\omega) = \frac{1}{1 + j\varepsilon T}.$$

Среднеквадратическое отклонение на выходе усреднителя определяется соотношением [10]:

$$\sigma = \sqrt{\int_0^\infty F(\omega)[K(j\omega)]^2 d\omega} = \sqrt{\int_0^\infty F(\omega) \cdot \frac{1}{1+\omega^2 T^2} d\omega},$$

где $F(\omega)$ — спектральная плотность сигнала на выходе формирователя. Если формирователь выдает стандартные прямоугольные импульсы с амплитудой $U_{имп}$ и длительностью τ, то для пуассоновского распределения интервалов, считая, что $\tau \ll 1/f_д$:

$$F(\omega) = \frac{f_д}{\pi} (U_{имп} \cdot \tau)^2 \frac{\sin^2 \frac{\omega\tau}{2}}{\left(\frac{\omega\tau}{2}\right)^2}.$$

Подставляя последнюю формулу в выражение для σ и учитывая, что всегда $\tau \ll T$ получим:

$$\sigma \simeq \sqrt{\frac{f_д}{\pi}(U_{имп} \cdot \tau)^2 \int_0^\infty \frac{d\omega}{1+\omega_2 T^2}} = U_{имп} \cdot \tau \sqrt{\frac{f_д}{2T}}.$$

Так как среднее значение напряжения на выходе интегрирующего элемента равно

$$U_{ср} = U_{имп} \cdot \tau \cdot f_д,$$

то относительная ошибка в оценке может быть найдена по формуле:

$$\delta\% = \frac{\sigma}{U_{ср}} \cdot 100\% = \sqrt{\frac{1}{2f_д T}} \cdot 100\%.$$

Это выражение может быть использовано для расчета параметра T усредняющего фильтра по заданной относительной ошибке σ. Пусть, например, $\delta\% = 10\%$, $f_д = 0{,}25$ Гц; тогда $T \approx 200$ с.

Определим теперь время, необходимое для выявления остановки дыхания, т. е. время t, за которое напряжение на выходе усреднителя с постоянной времени T, уменьшится от значения $U_{ср}$, соответствующего частоте $f_д$, до критического значения $U_{кр}$, достижение которого должно вызывать срабатывание сигнализации. В этом случае:

$$U_{кр} = U_{ср} e^{-\frac{t}{T}}$$

и, следовательно,

$$t = T \ln \frac{\overline{U_{ср}}}{U_{кр}},$$

Если в качестве $U_{кр}$ выбрать значение, соответствующее минимально возможной частоте дыхания $f_{мин} = 0{,}06$ Гц, то

$$t = T \ln \frac{U_{имп}\tau \cdot f_д}{U_{имп}\tau \cdot f_{мин}} = T \ln \frac{f_д}{f_{мин}}.$$

Для $f_д = 0{,}25$ Гц и $T = 200$ с из предыдущего примера получим $t \simeq 286$ с. Ясно, что сигнал об остановке дыхания в данном случае появится с большим опозданием. В связи с этим измеритель средней частоты дыхания должен дополняться устройством, быстрореагирующим на особо опасный случай — остановку дыхания.

В результате алгоритм измерения частоты дыхания сводится к следующему. Сигнал от любого датчика частоты дыхания фильтруется и усиливается в усилительном тракте, преобразуется формирователем в импульсы стандартной амплитуды и длительности. Последние усредняются, например, с помощью интегрирующей RC-цепочки. Усредненное напряжение с конденсатора этой цепочки, пропорциональное $f_д$, поступает на аналоговый индикатор (показывающий прибор), отградуированный непосредственно в единицах частоты дыхания (например, количество дыханий в 1 мин). При потере дыхания на время, превышающее критический интервал $T \geqslant \frac{1}{f_{мин}}$ с выхода соответствующего реле времени, выдается сигнал тревоги. В ряде случаев в состав измерителей частоты вводят дополнительные устройства для выявления тех или иных особенностей процесса дыхания (аритмии и т. п.).

Дискретные методы измерения средней частоты дыхания, как правило, заключаются в подсчете числа дыханий за фиксированный (опорный) интервал времени с помощью счетчиков импульсов на дискретных элементах с последующей индикацией результатов на цифровом табло или с регистрацией печатающим устройством. Рассмотрим техническую реализацию схемы измерения частоты дыхания при длительном наблюдении на примере системы «Соната» (рис. 41) [1].

[1] «Соната» — ИСОВК состояния тяжелобольных отечественного производства [10].

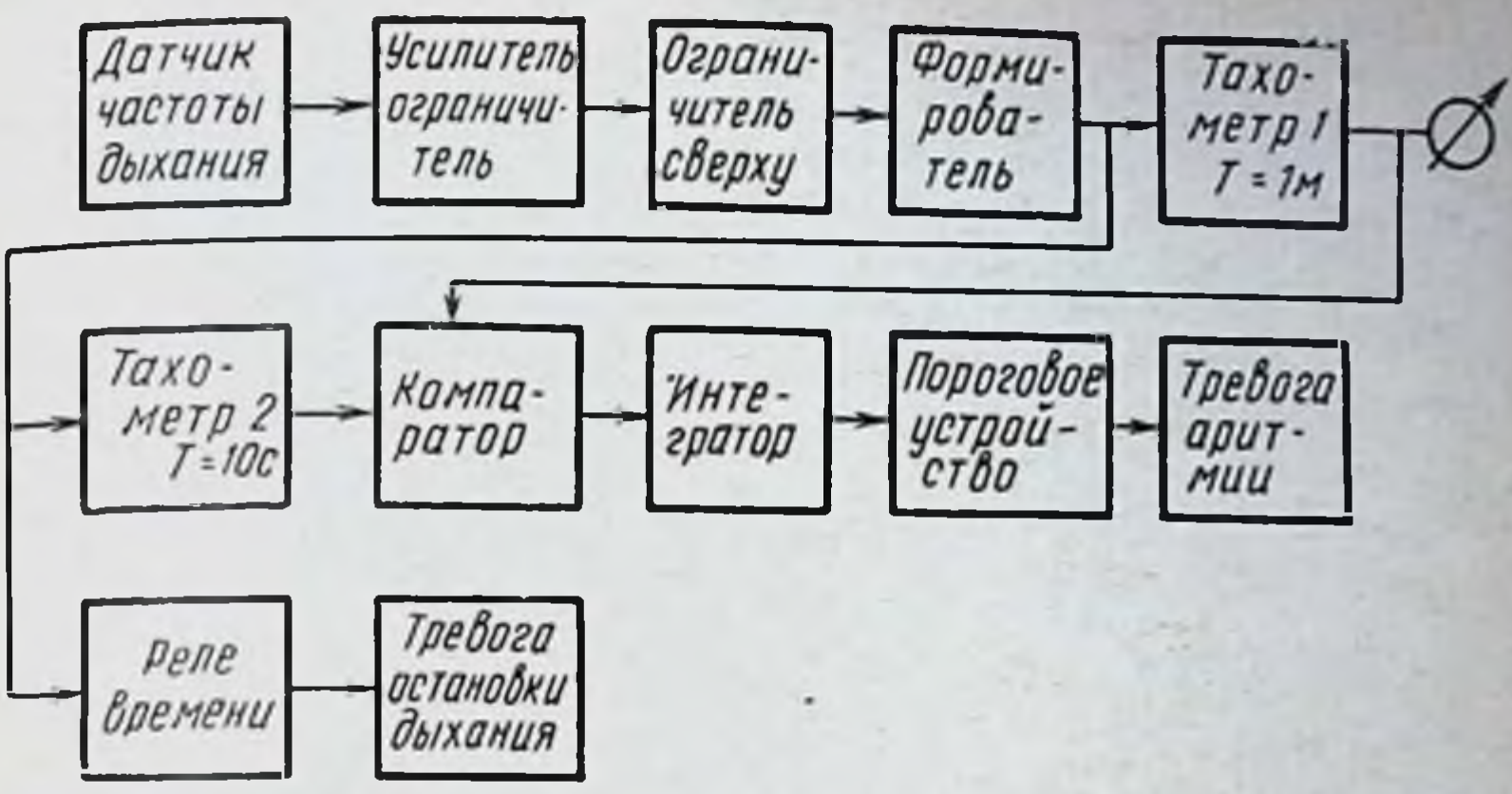


Рис. 41. Блок-схема измерения частоты дыхания в системе «Соната».

Сигнал дыхания от грудного или носового датчика усиливается усилителем-ограничителем, дополнительно ограничивается сверху и в виде сформированного импульса стандартной амплитуды и длительности поступает с формирователя на тахометры 1 и 2, а также обнуляет реле времени. Последнее при отсутствии сигнала дыхания в течение 20 с срабатывает и выдает сигнал «Тревога» по поводу остановки дыхания.

Тахометры 1 и 2 рассчитаны на разное время усреднения (соответственно 1 м и 10 с). При возникновении артимии дыхания напряжение на выходе тахометра 2 изменяется примерно пропорционально модуляции частоты дыхания. В результате срабатывает компаратор и выдается сигнал на интегратор. В случае продолжительного неритмичного дыхания напряжение на выходе интегратора достигает уровня срабатывания порогового устройства, которое в свою очередь выдает сигнал тревоги на транспарант «Аритмия».

Все необходимые для наблюдения за частотой и ритмом дыхания операции выполняются в рассматриваемой системе с помощью стандартных схем, широко принятых в современной аналоговой и цифровой вычислительной технике.

В качестве устройства, построенного по дискретному методу, можно указать прибор для длительного контроля дыхания [84], в котором подсчет числа дыханий за фиксированный интервал времени производится с помощью счетчиков импульсов, сочлененных с индикатор-

ными цифровыми газоразрядными лампами типа ИН-13. Возможны и более сложные аппараты подобного типа. Один из них [49] представляет собой электронное устройство для длительного наблюдения за ритмом дыхания, записи пневмоинтервалограммы и раздельной регистрации длительности фаз вдоха и выдоха.

Очевидно, что создание приборов для автоматической регистрации с надежной защитой от помех, даже такого на первый взгляд легко измеряемого параметра, каким является частота дыхания, представляет известные трудности. Постоянное наблюдение за другими показателями газообмена, в частности спирометрия, исследование механики движения легких, мониторное слежение за компонентами кислотно-щелочного состояния (КЩС), является несравненно более сложным и представляется мало реальным в настоящее время с помощью серийно производимых устройств. Вместе с тем ясно, что это задача требует скорейшего решения.

Так, например, включение импедансной пневмографии в системы интенсивного наблюдения позволяет контролировать глубину дыхания и своевременно констатировать уменьшение объема легочной вентиляции у больных в ближайшем послеоперационном периоде [197]. В связи с этим для импедансной пневмографии и непрерывного измерения параметров механики легких, газообмена и показателей КЩС у тяжелобольных предложен ряд специальных систем [197, 256]. Однако в целом задача оперативного контроля этих показателей с помощью достаточно удобных и совершенных аппаратов не может пока считаться решенной.

6—3. Наблюдение за артериальным давлением

При измерении артериального давления (АД) в ИСОВК могут использоваться все разновидности методов измерения давления, рассмотренные в разделе 2—5.

Современные задачи длительного контроля состояния, например, в палатах интенсивной терапии требуют оценки динамики изменения АД, что делает необходимым создание аппаратуры автоматического измерения давления. При этом в настоящее время наибольшее распространение при создании подобных аппаратов имеет аускультативный (звуковой) метод, основанный на фикса-

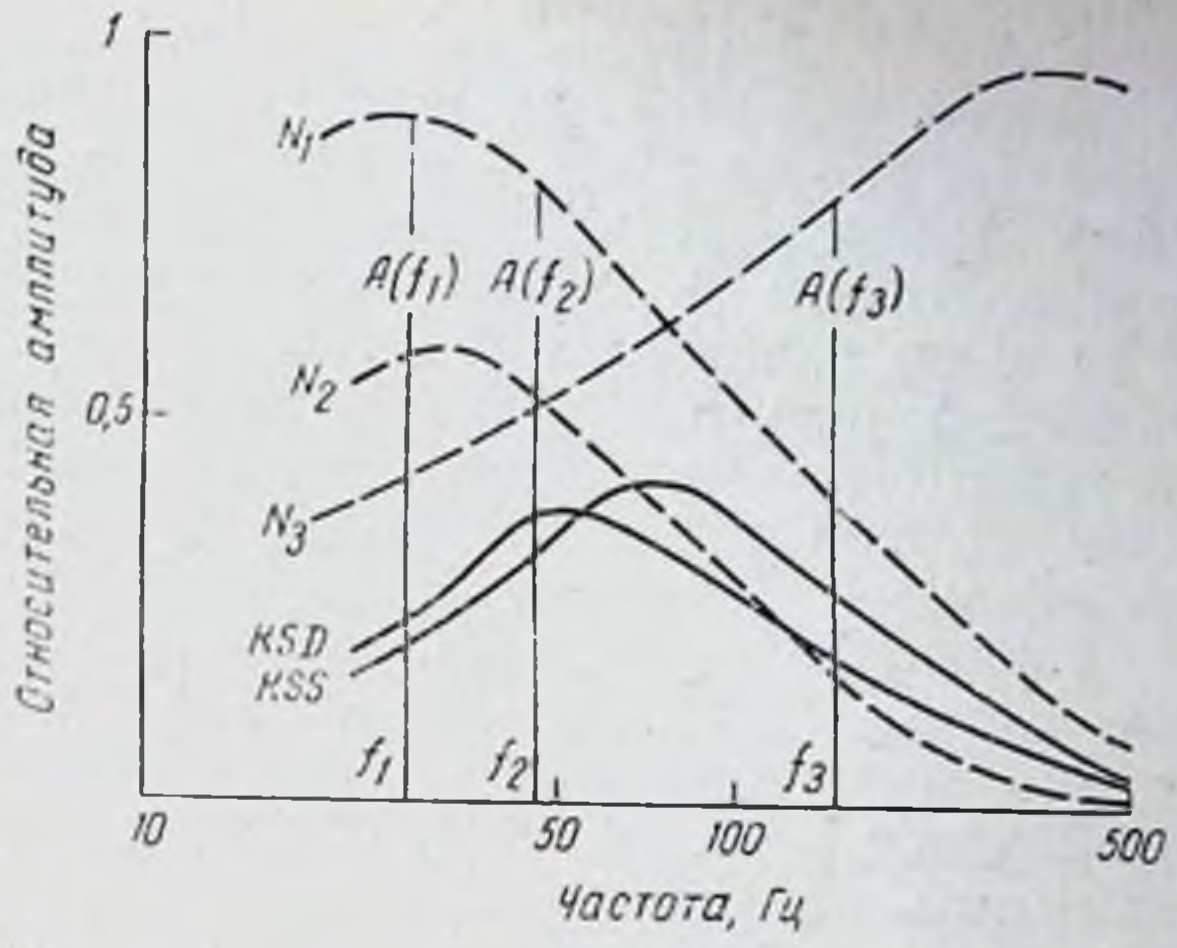


Рис. 42. Спектральные характеристики тонов Н. С. Короткова и помех (шумов).

ции звуковых шумов — тонов Н. С. Короткова. При этом в отличие от обычных автоматических измерителей артериального давления в аппаратах, предназначенных для использования в системах интенсивного наблюдения, особое внимание должно быть обращено на их помехозащищенность. Возможны различные алгоритмы, обеспечивающие определение систолического и диастолического давления аускультативным методом на фоне различного рода помех.

Один из таких методов основан на учете частотного состава тонов Н. С. Короткова и возможных помех.

На рис. 42 представлены типичные спектральные характеристики, соответствующие тонам Н. С. Короткова в момент фиксации систолического (кривая KSS) и диастолического давления (кривая KSD), а также спектральные характеристики различного рода шумовых помех (N_1 — шум от движения руки, N_2 — от внешнего толчка руки, N_3 — от толчка, сдвигающего манжету).

Помехозащищенность блока измерения АД одной из систем интенсивного наблюдения основывается на следующем принципе [196]. Выбираются три эталонные частоты f_1, f_2, f_3 (в рассматриваемой системе $f_1 = 28$ Гц, $f_2 = 45$ Гц, $f_3 = 150$ Гц) и на этих частотах производится измерение амплитуды поступающего сигнала: $A(f_1)$, $A(f_2)$, $A(f_3)$. Как видно из рис. 42, соотношения между

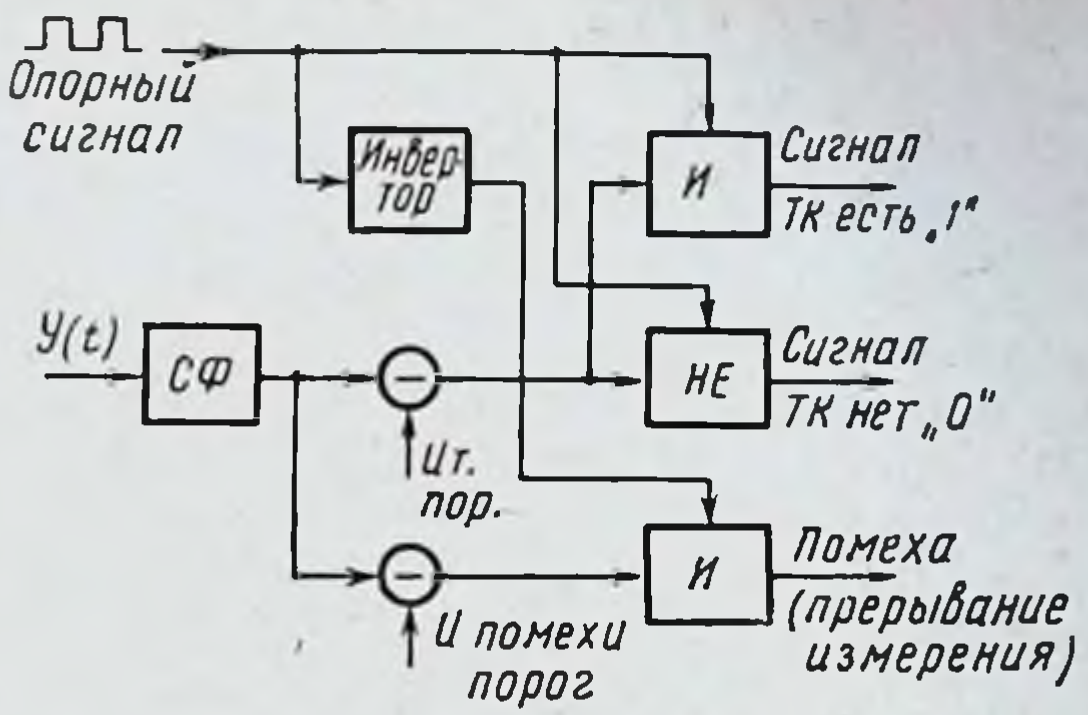
величинами A (f_1), A (f_2), A (f_3) различны для тонов Н. С. Короткова в момент фиксации систолического и диастолического давлений и для шумов N_1, N_2, N_3, что и может быть использовано при принятии решений о том, какой именно сигнал имеет место в данный момент времени на входе блока измерения.

Указанный принцип реализуется схемой, в которой звуковой сигнал от микрофона усиливается, после чего с помощью узкополосных фильтров из него выделяются три спектральные компоненты. Амплитуды напряжений на выходах фильтров измеряются, после чего специальная логическая схема производит сопоставление значений этих амплитуд, выдавая соответствующий сигнал при наличии тонов Н. С. Короткова (KSS и KSD), позволяя тем самым зафиксировать величину систолического и диастолического давлений.

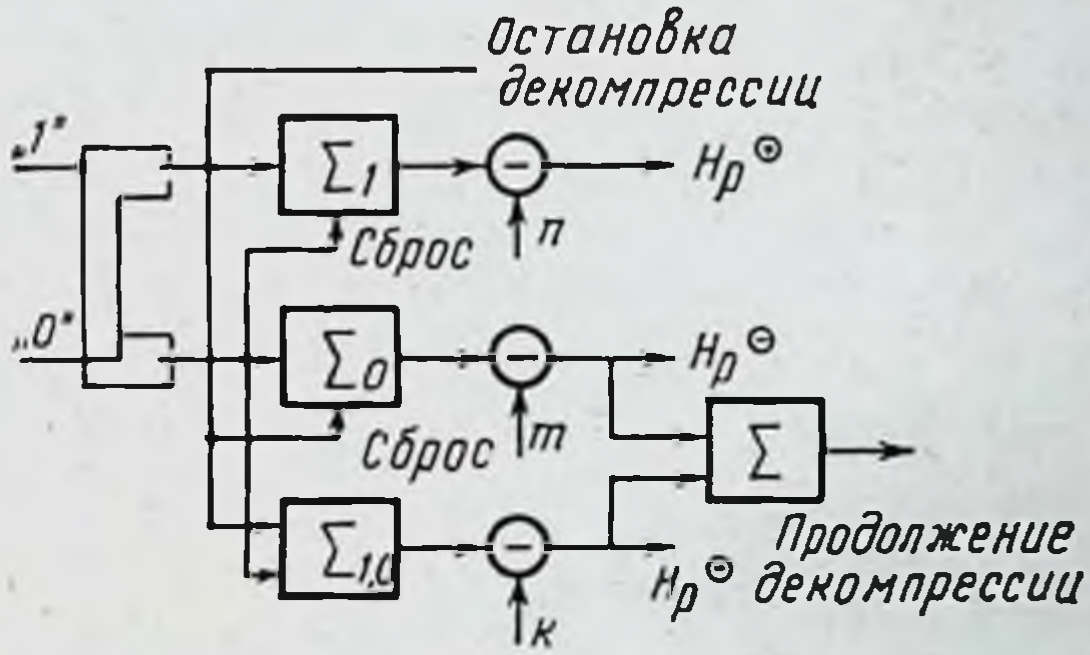
Исследование технических и эксплуатационных характеристик ряда систем интенсивного контроля АД, а также пробная их эксплуатация в ряде ведущих клиник СССР (до 2—5 лет) показали, что во многих клинических случаях эти системы не могут обеспечить автоматическое и достоверное изменение артериального давления [10].

Так, рекомендуемые фирмами «Nichon Cohden Co. Ltd», «Godart», «Phillips», «Medicor», «Galileo» автоматические измерители артериального давления косвенным методом по существу являются полуавтоматами, так как даже при наличии специальной защиты от помех нуждаются в визуальном контроле со стороны оператора; кроме того, во многих случаях особой подвижности больного указанными приборами измерить АД вообще не удается. Именно по этой причине зачастую приходится отказываться от применения приборов подобного типа и использовать измерители АД прямым методом.

Вопросы помехозащищенности и уменьшения ошибок измерения АД косвенным методом специально разработаны в отечественной системе интенсивного наблюдения «Соната». Как известно, при автоматическом измерении АД возможны ошибки метода измерения — физиологические по своей природе, ошибки измерителя — инструментальные (способы борьбы с ними общеизвестны) и, наконец, случайные ошибки измерения. Для уменьшения ошибок первой группы в системе «Соната» измерение давления в пневмосистеме производится не



а



б

Рис. 43. Схема измерения артериального давления в системе «Соната».

а — схема выделения сигналов тонов Н. С. Короткова; *б* — схема принятия решений при измерении артериального давления в системе «Соната».

по первому появлению и пропаданию акустического тона Н. С. Короткова, а после регистрации n последовательных полезных сигналов тонов Н. С. Короткова, где n — число пульсовых тактов за время одного дыхательного цикла. Для борьбы со случайными ошибками и надежного выделения информативного сигнала (тонов Н. С. Короткова) на фоне случайных помех различной интенсивности используются алгоритмы, построенные с помощью математической теории проверки статистических гипотез.

Схема выделения сигналов тонов Н. С. Короткова (ТК) представлена на рис. 43, *а*. Входной сигнал Y (t) через согласованный фильтр СФ, позволяющий в максимальной степени увеличить отношение сигнал/шум, поступает на пороговое устройство, где сравнивается с напряжением $U_{т.пор.}$. Если сигнал на выходе фильтра превосходит $U_{т.пор.}$, то он воздействует на логические схемы «*И*», «*НЕ*», куда подводится также опорный сигнал, импульсы которого синхронны с пульсом. В результате на выходах логических схем появляются импульсы, свидетельствующие о наличии тонов Короткова (сигнал — ТК есть — импульсы на выходе только схемы «И», условно обозначенные далее как импульсы «1») или об их отсутствии (сигнал ТК отсутствует — импульсы на выходе только схемы *НЕ* — условно импульсы «0»). Импульсы «1» и «0» поступают на схему принятия решений (рис. 43, *б*). Эта схема включает в себя счетчики импульсов «1» и «0» — Σ_1, Σ_0, $\Sigma_{1,0}$ и числовые пороговые устройства с устанавливаемым числовым порогом n, m, k. На выходе этих устройств формируется сигнал принятия гипотезы о наличии полезной информации, т. е. о появлении или исчезновении тонов Н. С. Короткова ($H_р^+$) или сигнал о справедливости альтернативной гипотезы ($H_р^-$). При измерении систолического давления, если от схемы выделения тонов Н. С. Короткова приходит сигнал «1», счетчик Σ_0 сбрасывается на ноль, а счетчик Σ_1 начинает счет импульсов. Если число в счетчике Σ_1 достигает величины n, принимается гипотеза $H_р^+$. При этом считается, что давление в манжете соответствует систолическому давлению. Если поступает m последовательных сигналов «0», то принимается отрицательная гипотеза $H_р^-$, и это означает, что давление в манжете следует уменьшить.

Если в течение k пульсовых тактов гипотезы $H_р^+$ и $H_р^-$ не приняты, то процесс обнаружения усекается и принимается решение $H_р^-$.

Аналогично проводится проверка гипотезы при измерении диастолического давления, причем в этом случае сигналы «1» и «0» инвертируются. В описываемом устройстве выбрано $n=4$, $m=2$, $k=7$. Для прерывания процесса измерения АД на время действия мощной помехи в приборе имеется анализатор помехи, измеряющий ее интенсивность в интервалах между систолами (см. рис. 43, *а*).

Ясно, что длительность всего цикла измерения АД является здесь величиной случайной, зависящей прежде всего от частоты возникновения помехи и ее интенсивности; однако, как показала проверка, в любом случае длительность единичного измерения не превышает 2 мин.

Клинические испытания данного устройства для измерения АД на фоне помех показали, что разработанный аппарат позволяет надежно вести измерение фактически во всех ситуациях клинической практики, когда у больного отсутствует интенсивное непрерывное мышечное напряжение. Значения АД, систолического и диастолического, зафиксированные подобным автоматическим измерителем АД, весьма близки к соответствующим величинам, замеренным традиционным методом Riva — Rochi — Короткова.

6—4. Наблюдение за параметрами сердечной деятельности

Наблюдение за параметрами сердечной деятельности включает обычно измерение частоты периферического пульса и наблюдение электрокардиосигналов (ЭКС), предусматривает измерение частоты центрального пульса, выделение *R*-зубцов и измерение длительности комплекса *QRS*.

Измерение частоты периферического пульса включено не во все системы. Иногда ограничиваются наблюдением ЭКС или используются наблюдения за аортальным пульсом [142, 185].

Наиболее распространенный плетизмографический метод измерения периферического пульса сводится к фиксации затемнений, возникающих при пульсации тока крови, с помощью соответствующих фотодатчиков (см. раздел 2—5), расположенных на пальце или мочке уха. Реже используют визуализацию частоты колебаний манжеты, заполненной воздухом, во время измерения АД или осциллофоны — приборы для звуковой регистрации пульса. В последнем случае сигнал от микрофона, закрепленного в месте максимальных пульсаций, определенных пальпаторно, подается на усилитель с полосой пропускания до 10 Гц, а затем используется для частотной модуляции опорной частоты (до 5 кГц).

Далее этот частотно-модулированный сигнал через дополнительный усилитель звуковой частоты подается на динамик.

При измерении частоты пульса плетизмографическим методом возможны ошибки, обусловленные помехами, среди которых основное значение имеют собственные шумы усилителей и датчика, изменения светового сигнала, наводки промышленных частот. К специальным помехам относится паразитная модуляция светового потока, возникающая при появлении двигательных артефактов в результате механического смещения датчика относительно источников освещения.

Помеха этого типа носит случайный характер и может быть в сильной степени снижена световой экранировкой места наложения датчика и правильным выбором способа крепления. Уровень сигнала может изменяться в динамическом диапазоне $\frac{U_{макс}}{U_{мин}} \geqslant 100$, т. е. в достаточно широких пределах. Поэтому при выделении пульсовых волн приходится вводить автоматическую регулировку усиления или же применять мгновенную регулировку уровня сигналов. Последний способ наиболее рационален, так как применение автоматической регулировки трудно реализуемо, и, кроме того, приводит к чрезмерно длительному времени восстановления работоспособности усилителя после перегрузки.

Формирование пульсового строба или отсчет такта пульсотахометра целесообразно производить в наиболее четко выраженной точке перегиба кривой изменения тока фотодатчика.

Последующая обработка импульсных сигналов пульсотахометра может быть направлена как на получение средних показателей частоты сердечных сокращений f_c так и для измерения текущих значений длительности интервалов между пульсовыми волнами. В первом варианте, поскольку интервалы между двумя соседними ударами пульса есть величины случайные, неизбежно появление ошибки вследствие конечного времени усреднения. Ее среднеквадратическое значение можно при этом вычислить по формулам, аналогичным формулам, полученным для расчета среднеквадратичной ошибки оценки частоты дыхания. Если, например, считать, что длительности интервалов подчиняются экспоненциальному распределению, а это соответствует предельному

случаю полной стохастичности ритма (аритмии), то относительная ошибка оценки f_c при усреднении с помощью фильтра, имеющего передаточную функцию вида

$$K(j\omega) = \frac{1}{1 + j\omega T},$$

равна:

$$\delta\% = \frac{1}{\sqrt{2f_c T}} 100\%.$$

Оценим величину ошибки $\delta\%$ для $T = 1$ мин, $f_c = 0{,}5$ Гц. Легко найти, что тогда $\delta\% \simeq 13\%$. Отметим, что практически распределение интервалов в подавляющем большинстве случаев ближе к нормальному, так что получение соотношения может быть использовано лишь в качестве первого приближения.

Наблюдение ЭКС для грубой диагностики (выделение ритма, характеристика отдельных зубцов и интервалов ЭКГ) ведется чаще всего с помощью II стандартного отведения, отличающегося наиболее четким видом ЭКГ. Более тонкий анализ ЭКС осуществляется визуально врачом-оператором либо автоматически с помощью ЭВМ, что было подробно рассмотрено в главе 5.

Для слежения за ЭКС используются как обычные электрокардиографы или электрокардиоскопы, так и специально созданные кардиотахометры для длительного наблюдения. Эти приборы позволяют измерять мгновенную и среднюю частоты сердечных сокращений. Мгновенная частота определяется как величина, обратная длительности интервала между двумя последовательными импульсами. Обычно измерение мгновенной частоты основывается на измерении этого интервала T с последующим преобразованием вида 1/T. Отчет измерительного прибора должен быть линеен в пределах частотного диапазона сердечных сокращений, оптимально до 300 Гц.

Существует несколько методов реализации таких схем.

В одном из вариантов линейных кардиотахометров для интенсивного наблюдения ЭКС от пациента преобразуется в последовательность R-импульсов, задние фронты которых управляют выдачей коротких стандартных импульсов. Измерительный конденсатор с помощью специальной схемы заряжается по гиперболическому закону между двумя последовательными стан-

дартными импульсами. Тогда окончательная величина напряжения линейно связана с мгновенной частотой сердечных сокращений. За этим напряжением следит второй, запоминающий конденсатор. При поступлении переднего фронта стандартного импульса запоминающий конденсатор сначала разряжается, а затем быстро заряжается до оконечного напряжения предыдущего такта на измерительном конденсаторе. Таким образом, показания прибора изменяются в зависимости от мгновенной частоты, соответствующей последнему интервалу между импульсами.

Преимуществом описываемого прибора является то, что он позволяет точно измерить последовательное увеличение или уменьшение частоты сокращений сердца, а также подавать сигнал тревоги при выходе этой частоты за установленные пределы.

Как примитивное слежение за ЭКС, так и последующая более сложная их обработка с применением ЭВМ требует выделения *R*-зубцов и *QRS*-комплексов в условиях помех, различных по своему происхождению и интенсивности. В частности, это:

— помехи от сети переменного тока: они могут достигать уровня нескольких вольт; для борьбы с ними применяют фильтрацию во входных цепях и специальные резонансные режекторные фильтры;

— собственные шумы усилителей: они представляют собой стационарную случайную помеху, мощность которой зависит от входных цепей усилителя и типа применяемых транзисторов; допустимый уровень помех такого вида, приведенный ко входу усилителей, не должен быть выше 15—30 мкВ;

— помехи от стимуляторов, дефибрилляторов, аппаратов для электронаркоза и других приборов с мощным электрическим выходом; для борьбы с подобными помехами отключают входные цепи усилителей во время работы таких приборов, либо, что правильнее, применяют электронную защиту;

— помехи, возникающие при движении больных. В спектральной плотности этих помех различают низкочастотную (5—10 Гц) и высокочастотную (порядка 50 гЦ) области. Первая обусловлена механическим смещением электродов, а вторая — мышечными потенциалами. Мощные низкочастотные помехи выводят усилитель блока наблюдения за ЭКС из режима. Восста-

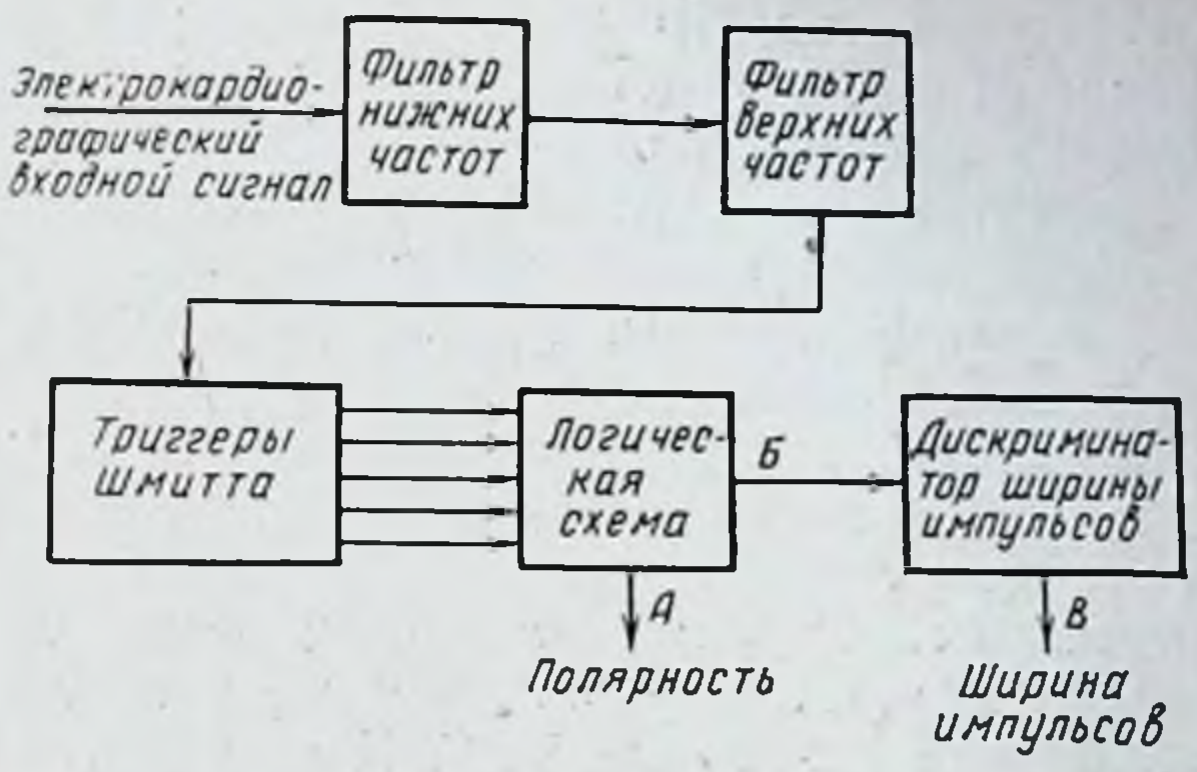


Рис. 44. Блок-схема устройства выделения и простейшего анализа *QRS*-комплекса ЭКГ.

новление при отсутствии автоматического успокоения может длиться $1^1/_2$—2 мин, что явно недопустимо.

В результате действия помех при работе с системами наблюдения, в которых выделение комплекса *QRS* осуществляется при помощи простого аналогового измерения уровня профильтрованного и непрофильтрованного кардиосигнала, вырабатываются слишком частые ложные сигналы опасности (например, при путанице между сигналами, не связанными с работой сердца, и сигналами, соответствующими фибрилляции желудочков, при которой прекращается нагнетательная деятельность сердца). Для минимизации влияния артефактов были предложены различные устройства. Блок-схема одного из таких устройств показана на рис. 44 [200]. ЭКС пропускают через фильтр нижних частот с верхней граничной частотой 15 гЦ. Характеристики фильтра выбраны на основе компромисса между требованиями ослабления высокочастотных составляющих шума и сохранения существенных свойств ЭКС. При этом все же происходит некоторое искажение комплекса *QRS*, однако не существенное с точки зрения распознавания сердечной патологии.

Далее осуществляется дифференцирование сигнала в фильтре верхних частот с целью уменьшения ошибок, связанных со смещением нулевой линии. После фильтрации сигнал подается на схему, состоящую из пяти триггеров Шмитта. Триггер Шмитта представляет собой схему с двумя устойчивыми состояниями равновесия;

причем переход из одного состояния в другое происходит с высоким быстродействием при достижении входным сигналом определенного фиксированного уровня — порога срабатывания триггера Шмитта. В рассматриваемой схеме два триггера настроены на различные уровни, расположенные выше нулевой линии отфильтрованного ЭКС, два других — соответственно ниже и один — на нулевой уровень. Фактически эта схема является примитивным аналого-цифровым преобразователем.

Последующая логическая схема на основе временных соотношений между входными сигналами триггеров Шмитта определяет полярность и приближенное значение длительности комплекса *QRS*. Кроме того, осуществляется простая процедура распознавания образов, основанная на подсчете числа пересечений сигналом нулевой линии. Комплексы, которые не соответствуют типичной форме комплексов *QRS*, исключаются из анализа и не дают сигнала на выходе. Логическая схема генерирует два выходных сигнала: А — сигнал постоянного тока, указывающий полярность комплекса *QRS*, Б — импульс, совпадающий на ширине с комплексом *QRS*, но имеющий задержку во времени, равную 200 мс. Выходной сигнал Б подается на вход дискриминатора ширины импульсов. Импульсы, ширина которых меньше заданного минимального значения, исключаются из дальнейшей возможной обработки; все другие значения ширины импульсов могут быть затем измерены с необходимой точностью (сигнал В). Таким образом, описанное устройство выделения комплекса *QRS* представляет собой фактически устройство аналоговой фильтрации, распознавания образов и дискриминации импульсов по ширине. Оно может использоваться в системах интенсивного наблюдения в качестве устройства наблюдения ЭКС в сочетании с сигнализатором тревоги, а также в качестве блока предварительной обработки данных в более сложных системах контроля сердечного ритма.

Современная клиническая и экспериментальная практика сформулировала ряд задач, для решения которых необходимо точно фиксировать момент возбуждения сердечной мышцы. Как известно, этому моменту соответствует появление электрокардиографического комплекса *PQRST*. Для запуска кардиотахометров, интеграторов, счетчиков, для биоуправления стимуляторами сердечной деятельности, дефибрилляторами, рентгенов-

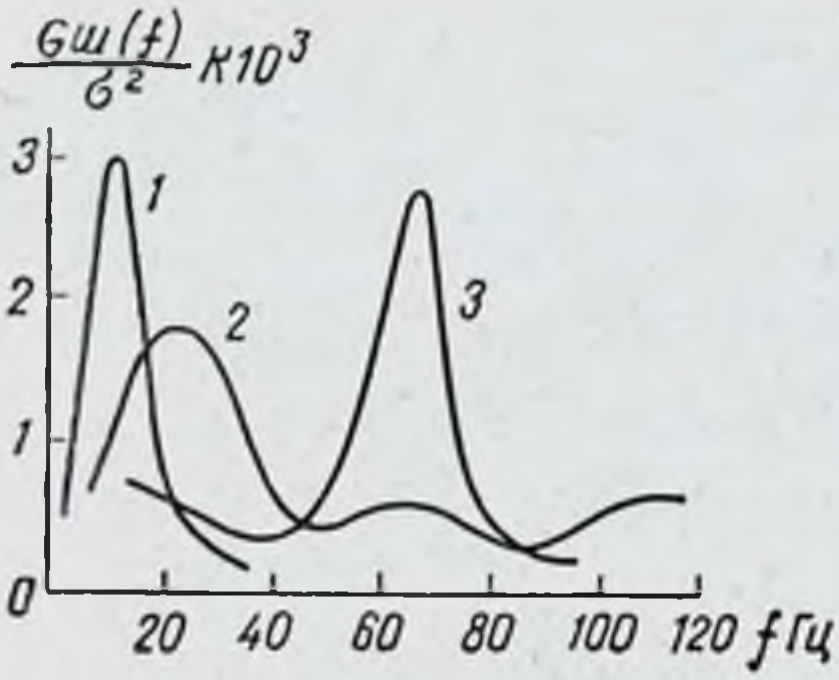


Рис. 45. Нормированные спектральные характеристики зубца T (*1*), зубца R (*2*) и помехи (*3*).

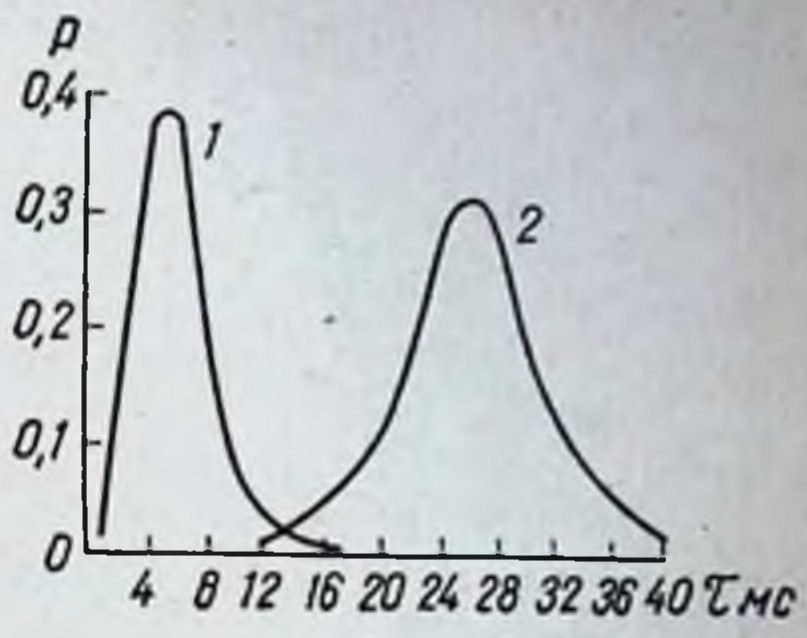


Рис. 46. Распределение длительности выбросов помехи (*1*) и полезного сигнала и помехи (*2*).

скими аппаратами и т. п. в большинстве случаев используется зубец R электрокардиосигнала. Поскольку зубец R часто зашумлен артефактами, разрабатываются многочисленные системы, выделяющие зубец R [93]. Как правило, эти системы малоэффективны, что приводит к попыткам использования в качестве опорного сигнала вместо зубца R других сигналов равной частоты, выделенных из кривых артериального давления, кровотока, плетизмограммы и т. п. [176]. Однако в ряде случаев, например при синхронизации дефибриллятора, когда несвоевременная подача импульса может вызвать фибрилляцию или остановку сердца, такой путь непригоден. Следовательно, необходимы дальнейшие исследования способов обнаружения зубца R ЭКС на фоне помех и артефактов.

Процесс обнаружения заключается в выделении R-зубца из смеси сигнала и аддитивного небелого шума, а также распознавании его относительного зубца T электрокардиосигнала.

Практически в большинстве случаев длительность T-зубцов примерно в 3—4 раза больше, чем R, а амплитуда в 2—3 раза меньше, поэтому можно считать оба зубца энергетически равноценными. Нормированные спектральные характеристики R- и T-зубцов нормального ЭКС представлены на рис. 45. Здесь же показана нормированная спектральная плотность возможной помехи от движений пациента или переменного тока.

Кривые получены классическим методом обработки экспериментальных реализаций (см., например, [24, 76]).

В терминах теории статистических решений задача выделения R-зубца ЭКС сводится к выбору одной из трех взаимоисключающих гипотез: 1) есть шум; 2) есть сигнал зубца R и шум; 3) есть сигнал зубца T и шум.

Если выделение зубца T необязательно, обнаружение зубца R на фоне помех можно осуществить на основе двухальтернативной оценки: есть зубец R и шум или же имеется только шум или зубец T, а зубец R отсутствует.

При нестационарной помехе классический обнаружитель необходимо дополнить анализатором интенсивности помехи, принцип действия которого может быть основан на различении длительности сигнала и помехи, где указанные длительности измеряются по времени превышения некоторого фиксированного уровня (порога), т. е. по длительности соответствующих выбросов сигналов. На рис. 46 приведены плотности вероятностей длительностей выбросов помехи (*1*) и сигнала и помехи (*2*) за уровень $U_0 = \frac{U_R}{2}$, где U_R — амплитуда R-зубца при отношении уровня сигнала U_R к эффективному (среднеквадратичному) значению помехи $\frac{U_R}{\sigma} = 2$.

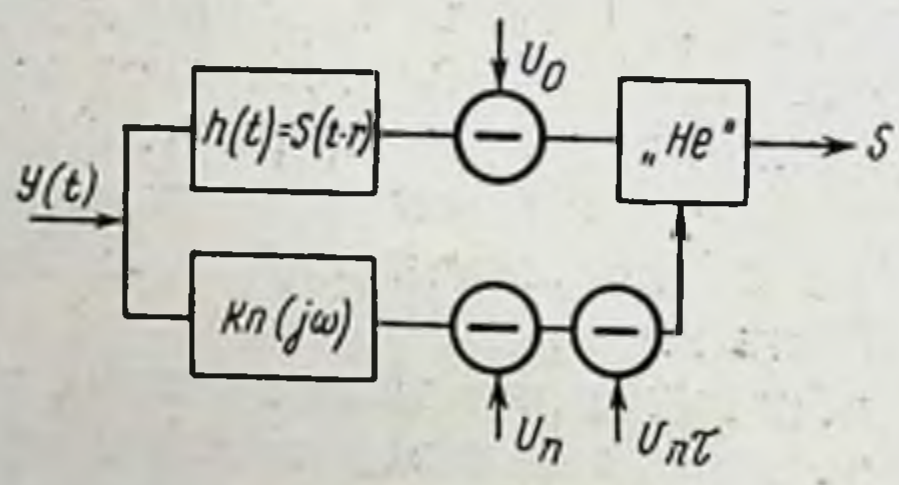


Рис. 47. Алгоритмы выделения зубца R.

Возможный алгоритм выделения R-зубца представлен на рис. 47. Смесь сигнала и помехи Y(t) пропускается через согласованный с сигналом (R-зубец) фильтр с импульсной характеристикой h (t) и широкополосный фильтр анализатора помехи с передаточной функцией $K_n(j\omega)$. Величина порога U_0 выбирается из

условия $U_0 = \frac{U_{R\,макс}}{2}$, где $U_{R\,макс}$ — максимальный уровень напряжения на выходе согласованного фильтра при поступлении на его вход сигнала *R*-зубца в отсутствии шума. Напряжение с выхода широкополосного фильтра сравнивается с уровнем $U_п$, соответствующий сигнал превышения (выброс) анализируется по длительности. Если его длительность меньше 15—20 мс, то, как это следует из рис. 46, по всей видимости, сигнал (*R*-зубец) отсутствует. Поэтому на схеме *HE* выдается команда, исключающая появление выходного сигнала (об обнаружении зубца *R*). В противном случае, если одновременно и сигнал с выхода согласованного фильтра превышает U_0, возникает сигнал «*S* — зубец *R* обнаружен».

Лабораторные испытания прибора, реализующего данный алгоритм, подтвердили его высокую помехоустойчивость и надежность выделения сигнала.

Кроме обнаружения *R*-зубцов кардиограммы, в устройствах контроля сердечной деятельности обычно производится оценка длин различных интервалов. Чаще всего это *R* — *R* интервалы и длительность комплекса *QRS*. При этом, как правило, вырабатываются сигналы, соответствующие текущим значениям соответствующих интервалов и усредненным значениям. Их сравнение позволяет выявить резкие отклонения текущих значений от средних, что может обусловливаться различными нарушениями сердечной деятельности (аритмия, возникновение экстрасистол и т. д.). Отметим, что достаточно точное и надежное измерение, например, длительности комплекса *QRS* на фоне помех требует разработки сравнительно сложных алгоритмов, реализация которых практически невозможна без использования ЭЦВМ [105—108, 202—204].

Рассмотрим в качестве примера более подробно функциональную схему измерителя параметров сердечной деятельности системы «Соната». Этот измеритель обеспечивает:

— непрерывное наблюдение любого отведения электрокардиограммы;

— регистрацию ЭКГ на магнитной ленте;

— выделение зубца *R* электрокардиограммы и преобразование *R* — *R* интервалов в частоту сердечных сокращений f_c с индикацией этой частоты;

— выделение и отсчет нарушений ритма (появление укороченных по сравнению со средним значением интервалов $R-R$) с последующей подачей сигнала «Тревога (аритмия)», если за 1 мин количество таких нарушений превысит установленный предел;

— селекцию и расчет расширенных комплексов *QRS* (при этом, если число таких комплексов за 1 мин превышает заданное значение, подается сигнал «Тревога»);

— измерение частоты периферического пульса $f_п$;

— измерение дефицита пульса, определяемого в относительных единицах как $\frac{f_c - f_п}{f_c}$.

Работает измеритель следующим образом (рис. 48). ЭКС с электродов *1* усиливается стандартным усилителем ЭКГ *2*, а затем после дополнительного усилителя подается на вход осциллоскопа *9* и одновременно в магнитную память. Схема усилителя *2* защищена от перегрузок, а усилитель *4* имеет автоматическое обнуляющее устройство, уменьшающее время переходных процессов до 3—5 с. С выхода усилителя *2* сигнал поступает на вход каналов выделения *R*-зубца и измерения длительности комплекса *QRS*.

Канал выделения *R*-зубца содержит широкополосный усилитель *5*, ограничитель снизу (пороговый элемент) *10*, преобразователь длительности сигнала в напряжение *13*, ограничитель снизу (пороговое устройство по длительности сигнала) *18*, формирователь сигнала *R*-зубца *23*. Сформированный сигнал с устройства *23* поступает на аналоговый тахометр *26*, преобразующий импульсную последовательность на входе в постоянное напряжение, пропорциональное частоте f_c. Это напряжение через переключатель поступает на индикатор *36*. Для контроля нарушения ритма сигнал *R*-зубца с устройства *23* поступает также на преобразователь длительности интервала между соседними *R*-зубцами в напряжение *17*. Это напряжение усредняется устройством *21* и поступает в качестве порогового значения на ограничитель сверху *22*. На аналоговый вход ограничителя *22* поступает напряжение с *17*, соответствующее текущему значению интервала $R-R$. Устройство *22* работает таким образом, что, если текущее значение интервала оказывается меньше 85% усредненной величины, на выходе схемы возникает импульс — «укороченный интервал», который формирует-

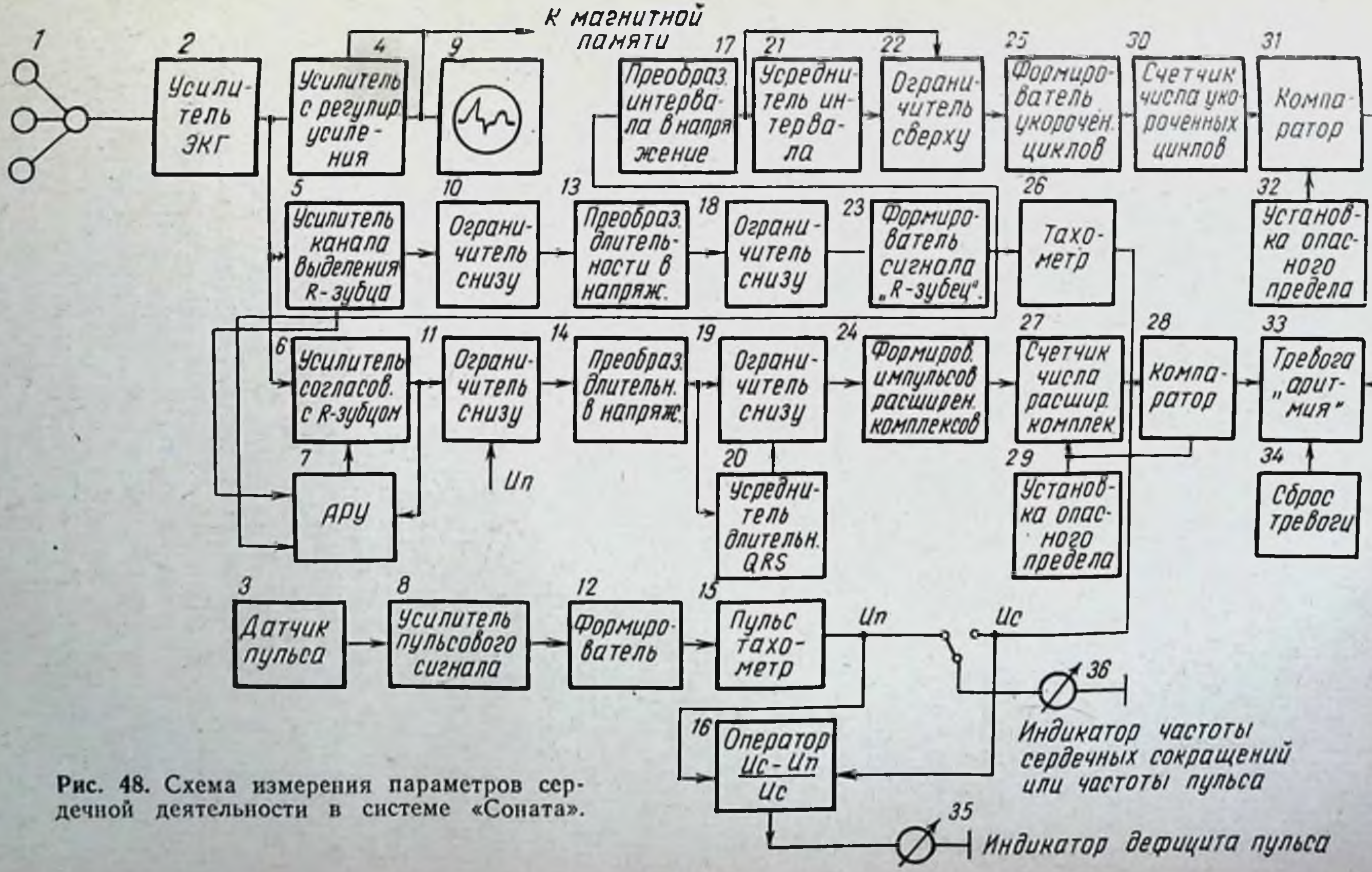


Рис. 48. Схема измерения параметров сердечной деятельности в системе «Соната».

ся формирователем *25* и поступает на вход счетчика числа укороченных сигналов *30*.

Если число укороченных $R - R$ интервалов в течение минуты с момента поступления первого укороченного интервала оказывается больше некоторого критического значения, заданного на схеме уставки опасного предела *32*, срабатывает компаратор *31*, включая устройство *33*, подающее сигнал «Тревога (аритмия)».

Канал измерения длительности комплекса *QRS* состоит из согласованного усилителя *6*, системы АРУ *7*, ограничителя снизу (порогового устройства) *11*, преобразователя длительности сигнала в напряжение *14*, усреднителя длительности комплекса *20*, вырабатывающего порог для ограничения снизу в ограничителе *19*, формирователя импульса «расширенный комплекс» *24*.

При поступлении расширенного, относительно среднего значения комплекса *QRS* на выходе *19* возникает импульс, который формируется в устройстве *24* и запускает счетчик числа расширенных комплексов *27*.

Если число расширенных комплексов превысит за минуту уставку опасного предела, задаваемого схемой *29*, срабатывает компаратор *28*, который выдает сигнал на устройство, *33*, подающее сигнал «Тревога». Для увеличения помехозащищенности канала перепись уровня сигнала в АРУ *7* и выдача сигнала с преобразователя *14* осуществляется только по сигналу выделения *R*-зубца от устройства *23*.

Канал измерения частоты периферического пульса состоит из датчика пульса *3*, усилителя пульсового сигнала *8*, формирователя *12* и пульсотахометра *15*. С выхода тахометра *15* сигнал через переключатель поступает на тот же самый индикатор *36*. Параллельно сигналы от тахометров *15* и *26* поступают на оператор дефицита пульса *16*, выход которого подключен к индикатору *35*, градуированному в процентах.

Рассмотренные параметры сердечной деятельности, обычно регистрируемые в системах интенсивного наблюдения, являются достаточно примитивными показателями и удовлетворяют врачей в первую очередь как не требующие сложных методов исследования и не причиняющие неудобств больному при длительном съеме информации. Более сложные информативные показатели гемодинамики, применяющиеся для оценки параметров циркуляции, механической функции сердца и т. д., требу-

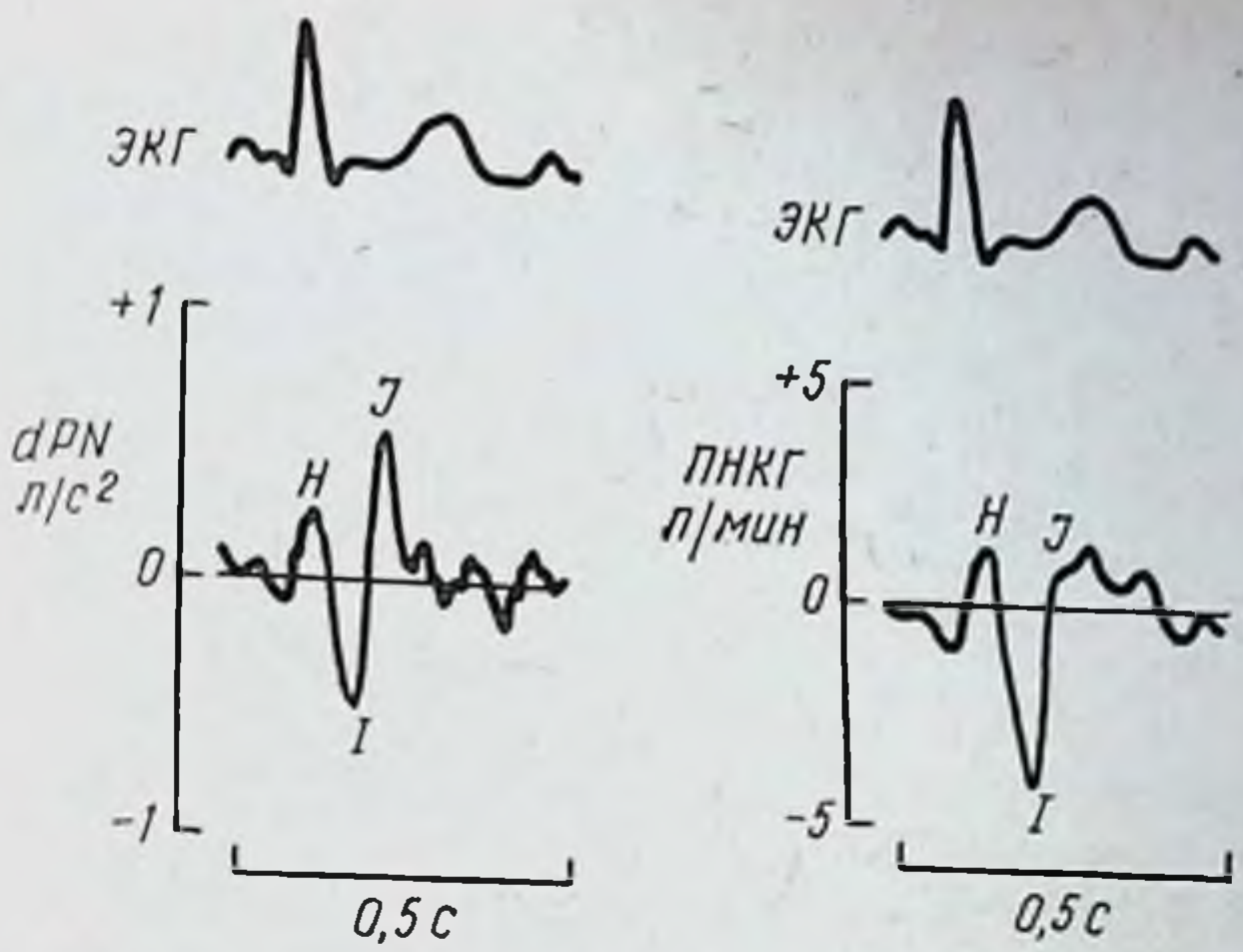


Рис. 49. Общий вид и структура пневмокардиограммы: Справа ПНКГ и ЭКГ сопоставлены для соответствующих моментов времени. Слева представлена производная ПНКГ. Для изучения корреляции с динамикой кровотока в аорте на ПНКГ измеряли расстояние между волнами *HI* и *IJ*, а также между изолинией и вершиной *I*. Рисунок взят из работы [238].

ют для регистрации трудоемких процессов, часто связанных с введением в сосудистое русло измерительных зондов или химических препаратов, и в качестве методов длительного наблюдения пока мало приемлемы. Поэтому естественны попытки поиска новых доступных информативных показателей для ИСОВК в условиях интенсивного наблюдения за тяжелобольными, которые опосредованно давали бы информацию о резервных возможностях сердечной деятельности.

В качестве одного из таких показателей в устройствах длительного наблюдения за сократительной способностью миокарда предложена пневмокардиограмма (ПНКГ) [208, 238] — запись движений воздуха при сердечных сокращениях,— хорошо знакомая анестезиологам и реаниматологам как пульсации в дыхательном мешке. Информативность, простота регистрации, стабильность и воспроизводимость результатов, помехоустойчивость и раннее предупреждение об опасности привлекают внимание к методике контроля, основанной на использовании этого показателя. Форма ПНКГ достаточно сложная (рис. 49) и при фиксированных условиях достаточно стабильна. Волна *H* соответствует началу изгнания

крови из левого желудочка. При возрастании частоты сокращений сердца волна *H* запаздывает относительно кровотока в восходящей аорте. ПНКГ не подвержена электрическим помехам; дифференцирование кривой ПНКГ позволяет освободиться от низкочастотных дыхательных компонентов. Имеется программа для обработки ПНКГ с помощью ЭЦВМ. Согласно данным [208] ПНКГ является весьма чувствительной к изменениям сократительной способности миокарда и обеспечивает наиболее раннее предупреждение об опасности во время операции или в ближайшем послеоперационном периоде.

Так, одним из первых признаков снижения сократительной способности миокарда является потеря способности ускорять ток крови в восходящей аорте. Максимальное ускорение кровотока в восходящей аорте является мерой функциональной способности миокарда и обозначается величиной $dQ/dt_{макс}$. Производная от кривой ПНКГ и величина $dQ/dt_{макс}$, изученные при различных воздействиях в опытах на собаках и обезьянах, как оказалось, связаны корреляционной зависимостью.

Тем не менее происхождение ПНКГ до конца не ясно. Движение воздуха в дыхательных путях, коррелированное с сокращением сердца, связано также с током крови в аорте, в легочной артерии и в малом круге кровообращения в целом, а также с венозным притоком. Точная роль собственно сердца в этом интегральном показателе не определена [193, 215, 238, 246].

Отметим также, что представляется весьма перспективным использование при слежении за тяжелобольными более сложных информационных показателей (величины кровотока, периферического сопротивления, сердечного выброса, объема циркулирующей крови и т. д.), полученных путем пересчета в реальном масштабе времени исходных показателей (частота пульса, артериальное и венозное давление, содержание кислорода в артериальной и венозной крови и др.). Такой пересчет с помощью простых формул [247] может быть реализован с использованием несложных аналоговых вычислительных устройств [213, 228].

6—5. Наблюдение за температурой тела

Температура тела стабилизируется механизмом терморегуляции, причем в различных участках тела и на

его поверхности она может принимать несколько отличные значения. Теоретически в качестве средней температуры принимается температура правых отделов сердца, хотя клинически достаточно информативной считается температура мозга и внутриполостная температура в области пищевода и прямой кишки.

Температура кожи, как правило, в сильной степени зависит от температуры окружающей среды и по этой причине ее использование в системе интенсивного наблюдения нежелательно. Обычно для этой цели контроль ведется в одной или двух точках: в прямой кишке и в среднем ухе. Желательно, чтобы погрешность измерения температуры не превышала $\pm 0{,}1$°С. Скорость изменения температуры тела, как известно, весьма незначительна, за исключением особых случаев гипотермии, реакции на введение некоторых веществ или нарушения работы механизмов терморегуляции. Диапазон изменения температуры с учетом гипотермии составляет 22—42° С.

Наиболее распространенные способы дистанционного измерения температуры сводятся к применению электротермометров — мостов сопротивления. В качестве датчиков в подобных измерителях используются рассмотренные в разделе 2—3 термочувствительные элементы — термисторы, проволочные сопротивления, кристаллические структуры, полупроводниковые устройства и т. п. Как правило, перечисленные виды датчиков не обеспечивают в ИСОВК необходимой точности измерения вследствие большого разброса характеристик и нестабильности параметров во времени. Исключение составляют датчики сопротивления на базе литого микропровода из меди или никеля. Технология изготовления этого вида датчиков обеспечивает стабильную физико-химическую структуру материала, в результате чего стабильными становятся и его эксплуатационные характеристики.

Ошибки измерения температуры связаны не только с показателями датчиков. Они обусловлены также самим методом измерения и техническими характеристиками всего измерительного тракта. Из методов измерения, основанных на использовании мостовых схем с термочувствительным сопротивлением в одном из плеч моста, наибольшую точность обеспечивают компенсационные устройства постоянного тока. В подобных устройствах питание измерительного моста производится от источника постоянного напряжения. При фиксированной темпе-

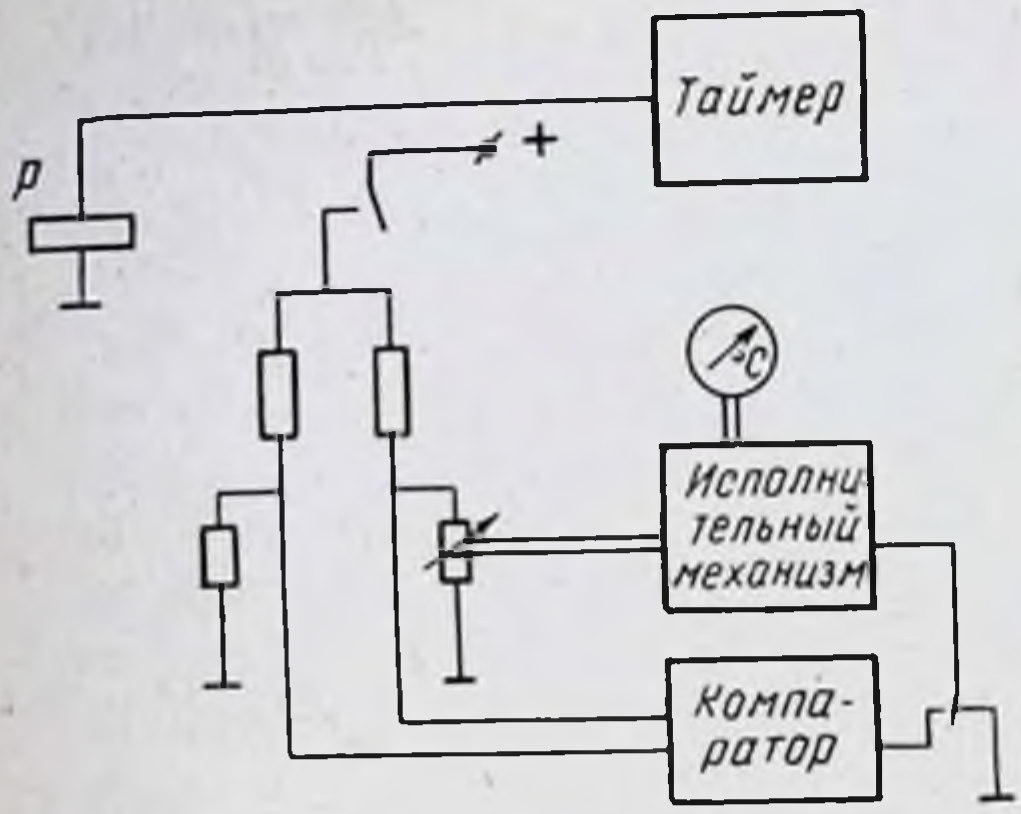


Рис. 50. Блок-схема канала измерения температуры системы «Соната».

ратуре движок потенциометра компенсации находится в таком положении, что мостовая схема сбалансирована (напряжение разбаланса равно нулю). При изменении температуры сопротивление датчика изменяется, что приводит к появлению напряжения разбаланса. Это напряжение усиливается с помощью усилителя постоянного тока и воздействует на исполнительный механизм, перемещающий движок потенциометра до нового положения равновесия мостовой схемы. Одновременно перемещается и стрелка указателя температуры.

С целью уменьшения возможных погрешностей прежде всего стараются уменьшить дрейф усилителя постоянного тока, обычно довольно значительный. Для этого в настоящее время используют усилители интегрального исполнения, помещенные для улучшения их температурной стабильности в термостат. Для устранения погрешностей, связанных с дополнительным нагревом термодатчика током, протекающим через него в мостовой схеме, целесообразно напряжение питания к этой схеме подводить периодически со скоростью, определяемой максимальной скоростью изменения температуры и необходимой точностью ее измерения.

Указанные принципы построения измерителей температуры в ИСОВК были использованы в канале контроля этого параметра системы «Соната» (рис. 50). Рассматриваемое устройство работает следующим образом. Времязадающий блок (таймер) с заданной частотой осуществляет включение реле Р, через контакты которого подводится напряжение питания к мостовой измерительной схеме и включается исполнительный механизм. За

время измерения (0,2 с) система компенсации с помощью исполнительного механизма проводит балансировку моста. Одновременно результат измерения выводится на показывающий прибор.

Вся система автокомпенсации может быть реализована в аналоговой или дискретной форме, причем последний вариант позволяет во многом упростить схемные и конструктивные решения.

6—6. Анализ информации в ИСОВК

Несмотря на значительные успехи в области создания ИСОВК, врачи пока еще не вполне удовлетворены системами контроля за состоянием больных. И, как это ни странно, недовольство их обусловлено главным образом достоинствами систем: они забрасывают врачей столь большим объемом данных, что их невозможно проанализировать. По этой причине в такие системы начинают включать миниЭЦВМ, обеспечивающие анализ данных, чтобы помочь врачам предвидеть наступающие кризисные состояния больного [95].

Хотя подобные экспериментальные системы уже созданы, они до сих пор еще не получили достаточного распространения. Такие системы значительно дороже обычного варианта (примерно в 2 раза). Однако ясно, что как только подобные системы докажут свою способность более существенно снижать процент смертности по сравнению с обычными системами контроля за состоянием больных, их применение может резко расшириться. Со временем такие системы, по всей видимости, будут подключаться к центральной информационной системе больницы.

Первые сообщения о создании типовых систем наблюдения, основанных на использовании вычислительной техники, появились лишь в 1971 г.

Несмотря на то, что промышленный выпуск ИСОВК, включающих специализированные ЭЦВМ, только начинает осваиваться, уже имеются сообщения о первом опыте использования таких комплексов в клинике [146, 176—177, 259]. В этих системах сигналы физиологических параметров передаются на центральный пульт, где дежурная сестра просматривает их с помощью индикатора на ЭЛТ, и одновременно в ЭЦВМ для хранения и анализа. Специальные клавиатуры, расположенные как

у постели больного, так и на центральном пульте, позволяют лечащему врачу вводить в систему информацию, например, о назначаемых лекарствах, а также запрашивать данные из памяти машины, которые при этом отображаются на специальном индикаторе.

ЭЦВМ может выполнять четыре функции: автоматическое накопление данных, анализ сигналов, контроль и управление распределением информации. Первые системы, примененные в клинической практике, только накапливают данные и производят обработку сигналов, хотя существуют уже экспериментальные системы, выполняющие одновременно и функции контроля.

Накопление данных предполагает преобразование поступающих сигналов в цифровую форму, их хранение, выполнение простых вычислений и выдачу результатов на индикатор, как правило, в графической форме. ЭЦВМ ведет подробные истории болезней и регистрирует тенденции изменения объективных показателей на протяжении определенного времени. В одной из таких систем[1] врач может, например, затребовать восьмичасовые графики изменения пульса и артериального давления и диаграммы, показывающие число экстрасистол за определенный период времени, и с их помощью оценить состояние больного и эффективность лечения.

Детальный анализ поступающих сигналов в системах, снабженных ЭЦВМ, позволяет получить заблаговременное предупреждение о серьезности положения больного. Он может давать раннее предупреждение об ухудшении клинического состояния с тем, чтобы можно было изменить терапию во избежание серьезных осложнений.

Одним из рациональных способов обработки результатов наблюдения в ИСОВК считают статистические методы [176]. В этом случае определение значимости изменения параметров при слежении за состоянием пациента рассматривают как статистическую задачу, предполагая, если это возможно, нормальный закон распределения результатов отдельных измерений и используя затем стандартные статистические процедуры.

В [176] предложен метод статистического контроля, в основе которого лежит вычисление алгебраической суммы отклонений параметра от среднего и графическое

---

[1] Фирма «Mennen — Greatbatch Electronics» (США).

определение времени начала значимых изменений. Анализ изменений накопленной суммы позволяет получить больше информации о состоянии больного, чем анализ графика изменений самого параметра. Один из недостатков этого метода — трудности при автоматической обработке, однако он позволяет при непрерывном слежении за состоянием больных быстро принимать решения в случае значимого отклонения какого-либо физиологического параметра от нормы, дает возможность врачу иметь новые данные о больном в их взаимосвязи с информацией, полученной ранее. Учитывая, что данные должны быть представлены быстро и в форме, удобной для беглой оценки, для реализации этого и других методов можно рекомендовать графическое представление информации на специальных мониторных устройствах [260]. Алфавитно-цифровая и графическая информация в этих устройствах представляется на экране электронно-лучевого индикатора. Контролируемые параметры изображаются вертикальными линиями. Высота первой линии соответствует текущему значению параметра, второй — средней величине, вычисленной по двум предыдущим значениям, высота третьей — среднему по четырем значениям, предшествующим двум последним и т. д. Такое построение позволяет в сжатом виде представить изменение параметра в течение длительного периода времени, так как для отображения 2^n отсчетов необходимо всего лишь $(n+1)$ линия. На каждой линии, кроме того, делаются отметки в виде коротких горизонтальных черточек, положение которых соответствует наибольшему и наименьшему из усредненных значений параметра.

При обращении к программе просмотра в данной системе достаточно указать номер койки, на которой находится больной, и выбрать нужный из контролируемых параметров.

В основе другого способа обработки информации лежит использование метода экспоненциального сглаживания. Оценка текущего среднего значения A_i параметра X в момент времени t_i определяется при этом с помощью выражения:

$$A_i = aX_i + (1 - a)A_{i-1}$$

где X_i — текущее значение измеряемого параметра в момент времени t_i; a — постоянный коэффициент, значение которого выбирается между 0 и 1; A_{i-1} — значение оцен-

ки текущего среднего в момент времени t_{i-1} (предполагается, что промежуток времени между замерами постоянен — $t_i - t_{i-1} = \text{const}$).

Текущее отклонение от среднего e_i в момент времени t_i определяется как разность

$$e_i = X_i - A_i,$$

а текущее среднее отклонение $\bar{e}_i = ae_i + (1-a)\bar{e}_{i-1}$. Абсолютное среднее отклонение B_i, величина которого для нормального распределения равна примерно 0,8 среднеквадратического отклонения, определяется как:

$$B_i = a(e_i) + (1 - a)B_{i-1}.$$

Затем вычисляется показатель текущей вариации контролируемого параметра:

$$\gamma_i = \bar{e}_i / B_i,$$

значение которого отслеживается.

Если $\gamma = +1$, это означает, что с вероятностью, близкой к 1, имеет место значимое увеличение измеряемого параметра. Аналогично при $\gamma = -1$ существует его значимое уменьшение. Известны таблицы пороговых значений γ при различных уровнях значимости, позволяющие выносить решения о наличии или отсутствии существенных изменений контролируемого параметра с той или иной степенью надежности. Этот метод может использоваться и при вычислениях, выполняемых вручную, однако даже с использованием вспомогательных номограмм расчеты отнимают достаточно много времени. При использовании ЭЦВМ на один цикл вычисления затрачивается время порядка 2—3 с.

Для оценки изменений совокупности нескольких контролируемых физиологических параметров может быть использован показатель, использующий многомерную (векторную) информацию, например, следующего вида:

$$D_i^2 = (\mathbf{Y}_i - \bar{\mathbf{Y}}_i)\mathbf{S}_i^{-1}(\mathbf{Y}_i - \bar{\mathbf{Y}}_i)^T,$$

где Y_i — многомерный вектор значений n контролируемых параметров в момент времени $t_i Y_i = (Y_{i1}, Y_{i2}..., Y_{in})$; $\bar{Y}_i$ — вектор средних значений этих параметров, найденный, например, с помощью обычного усреднения по L наблюдениям; $\mathbf{S}_i$ — ковариационная матрица случайных параметров, элементы которой

$$S_{i,jk} = \frac{1}{L-1}\sum_{c=0}^{L-1}(Y_{i-c,\,j}-\overline{Y}_{ij})(Y_{i-c,\,k}-\overline{Y}_{ik});$$

j, k = 1, . . . , n;

$\mathbf{S}_i^{-1}$ — матрица обратная к $\mathbf{S}_i$; **T** — знак транспонирования вектора $\overline{\mathbf{Y}}_i$.

Отметим, что значение $\bar{Y}_{ik}$, $S_{i\ jk}$ могут быть найдены и с помощью оператора экспоненциального сглаживания.

Значение D_i^2 для каждого момента времени есть случайные величины. Если параметры $Y_1,\ldots, Y_n$ подчиняются многомерному нормальному распределению, то нетрудно всю область возможных значений показателя D^2 разбить на несколько подобластей $(0, a_1)$, $(a_1a_2),\ldots,$ (a_{q-1}, a_q), соответствующих различным вероятностям попадания в этой подобласти. В [226] используются всего 4 таких подобласти с вероятностями попадания 0,80; 0,15; 0,04 и 0,01.

После такой разбивки для оценки состояния больного, вместо рассмотрения в отдельности каждого из параметров, используется факт нахождения значения D_i^2 в той или другой подобласти. В частности, смещение значения D_i^2 в подобласти малых вероятностей может свидетельствовать об известном изменении состояния больного. Если в качестве значений $\bar{Y}_{ik}$, $S_{i\ jk}$ использовать величины, соответствующие значениям параметров $Y_1,\ldots, Y_n$ в норме, то подобные смещения показателя D^2 указывают на определенные нарушения функционирования организма. Данная методика успешно использовалась для анализа состояния у 41 больного из числа наблюдавшихся в противошоковой палате не менее 4 ч. Через каждые 5 мин у этих больных автоматически измерялись значения 7 параметров: систолическое, диастолическое и среднее артериальное давление, частота дыхания, частота сердечных сокращений и температура. Затем по каждому параметру вычислялись абсолютные и относительные изменения за T минут (T = 5, 10, 30 и 60), по которым строились семимерные вектора, координатами которых являлись либо абсолютные значения параметров, либо абсолютные или относительные их изменения. В конечном итоге вычислялись значения D_i^2, в сжатом виде поставляющие комплексную информацию о состоянии больного.

Обычно комплексы интенсивного наблюдения в первую очередь сигнализируют о возникновении аритмий, расширении комплекса *QRS*, асистолии или фибрилляции сердечной мышцы. Анализ ЭКС, как уже отмечалось, обычно начинают с того, что определяют *R—R* интервалы и ширину комплексов *QRS*. Считается, что точность распознавания 18 видов аритмий при помощи этих двух параметров превышает 90% [212].

При использовании ЭЦВМ в ИСОВК возможно построение весьма сложной программы распознавания различных нарушений сердечной деятельности по ЭКС. Рассмотрим в качестве примера алгоритм анализа сердечной деятельности, используемый в системе мониторного наблюдения коронарных больных, находящихся в палатах интенсивной терапии, на базе ЭВМ «Ambilog-200», работающей в натуральном масштабе времени [145].

В этой системе выделение комплекса *QRS* производится с помощью вычисления первой производной ЭКС по превышению значения этой производной некоторого порогового значения. Величина указанного порога определяется автоматически в течение первых пяти секунд работы системы путем фиксации соответствующего максимального значения первой производной ЭКС. Система анализирует поступающие сигналы электрокардиограммы, вырабатывая сигналы тревоги в следующих ситуациях.

1) если очередной *QRS*-комплекс не был выделен в течение трех секунд, что может означать как асистолию или фибрилляцию желудочков, так и техническую неисправность (в том числе отсоединение электродов);

2) если пять или более *QRS*-комплексов подряд определены как желудочковые экстрасистолы, что может означать либо желудочковую экстрасистолию, либо пароксизмальную желудочковую тахикардию; однако этот вид тревожной сигнализации может вырабатываться, если анормальным был только первый комплекс, так как последующие нормальные комплексы *QRS* будут классифицированы как экстрасистолические;

3) если более семи комплексов в минуту классифицированы как анормальные; при этом анормальным считается комплекс, для которого максимум первой производной или число значений первой производной, превысивших пороговый уровень, отличается не менее чем на

25% от аналогичных параметров предыдущих *QRS*-комплексов;

4) если на любом 12-секундном интервале выделено более 50 желудочковых комплексов, что соответствует 250 ударам сердца в минуту. Этот вид тревоги, помимо опасной тахикардии, может быть обусловлен также наличием артефактов или техническими неисправностями в системе.

При проверке функционирования системы выяснилось, что использование различных групп отведений практически не влияет на качество ее работы. Однако, как оказалось, алгоритм не обеспечивает выделение анормальных комплексов с малой амплитудой, так как для этого пришлось бы понизить уровень порога и вследствие этого предъявить более жесткие требования к допустимому отношению сигнал/помеха. С другой стороны, не исключается ошибочное определение высокоамплитудного или островершинного зубца Т в качестве начальной части нового желудочкового комплекса.

Диагностическая часть программы, реализуемой в рассматриваемой системе, построена по следующим правилам:

1) желудочковая экстрасистолия диагностируется в случае укороченного интервала *R—R* и уширенного комплекса *QRS*;

2) две или более последовательные желудочковые экстрасистолы диагностируются как групповая желудочковая экстрасистолия;

3) если более 82% интервалов *R—R* укорочены при одновременном уширении комплексов *QRS*, диагностика аритмии не выполняется;

4) несколько укороченных интервалов при уширенных комплексах *QRS* анормальной формы диагностируются как нарушение межжелудочковой проводимости, а не как желудочковая экстрасистолия;

5) бигеминия диагностируется в случае появления последовательности укороченных интервалов *R—R*, характерных для этого вида аритмии, повторенной не менее 4 раз;

6) аналогичным образом диагностируется тригеминия;

7) компенсаторная пауза диагностируется в тех случаях, когда интервал *R—R* удлинен и большинство комплексов *QRS* имеют нормальную длительность;

8) суправентрикулярная экстрасистола диагностируется в случае укороченного интервала $R—R$ при нормальной ширине комплекса QRS и частоте сердечных сокращений более 90 ударов в минуту, если не отмечается иной нерегулярности в последовательности желудочковых комплексов;

9) последующий анализ сердечного ритма выполняется по 50 интервалам $R—R$ в случае частоты сердечных сокращений не менее 140 ударов в минуту при уширении более чем 82% комплексов QRS;

10) учащенный желудочковый ритм диагностируется, если частота сердечных сокращений находится в пределах 100—140 ударов в минуту и более 82% комплексов QRS уширено;

11) блокада ножки пучка Гиса диагностируется в случае уширения более чем 82% комплексов QRS при частоте сердечных сокращений от 40 до 100 ударов в минуту;

12) идеовентрикулярный ритм диагностируется при частоте сердечных сокращений 30—40 ударов в минуту и уширении более чем 82% комплексов QRS;

13) суправентрикулярная тахикардия диагностируется при частоте сердечных сокращений более 110 ударов в минуту и уширении менее 82% комплексов QRS;

14) брадикардия диагностируется при частоте сердечных сокращений менее 60 ударов в минуту;

15) ритм считается нерегулярным в тех случаях, когда очередной интервал $R—R$ отличается не менее чем на 4% от предыдущих при уширении менее 15% комплексов QRS (если ранее не были диагностированы бигеминия или тригеминия). Обычно к этой группе относятся и ЭКГ с мерцанием предсердий.

Автоматическая диагностика аритмий может производиться с помощью алгоритмов, использующих статистические методы изменений $R—R$ интервалов. В [207] описан следующий метод.

По последовательности $R—R$ интервалов вычисляются статистические характеристики: среднее значение, среднеквадратическая ошибка, три коэффициента автокорреляции, отражающие связь: первый коэффициент — связь двух последовательных интервалов $R—R$, второй — через один интервал и третий — через два интервала $R—R$. Указанные параметры были предварительно исследованы с точки зрения их эффективности для про-

цесса диагностики. Затем с помощью обучающей последовательности производилось определение коэффициентов линейной дискриминантной функции. Эта функция разделяет пространство возможных значений вычисляемых статистических характеристик на несколько диагностических категорий, соответствующих различным нарушениям ритма. Процедура диагностики в данном случае сводится к вычислению исходных статистических характеристик и выяснению с их помощью, к какой диагностической категории относится анализируемая ЭКГ.

Метод проверялся на 189 записях ЭКГ с синусовым ритмом, экстрасистолией на фоне синусового ритма и мерцанием предсердий. К группе с синусовым ритмом относились ЭКГ как с синусовой брадикардией, так и с тахикардией и синусовой аритмией. В записях наблюдали желудочковые суправентрикулярные и интерполированные экстрасистолы. Две трети объема выборки использовались для обучения, остальные составили проверочную группу. Предложенный метод может быть реализован на малой ЭВМ для интенсивного наблюдения одновременно за восьмью — десятью больными. В [146] описан другой алгоритм, предназначенный для машинного распознавания аритмий при слежении за тяжелобольными, с непосредственным вводом электрокардиографических сигналов в ЭВМ. Для слежения использовалось одно отведение (обычно II), сигнал от которого квантовался с частотой 240 отсчетов в секунду.

Программа обработки состоит из трех частей: начало (подпрограмма Н), непосредственно обработка ЭКГ в реальном времени (подпрограмма О) и распознавание волн ЭКГ (подпрограмма Р).

Подпрограмма Н является подготовительной к непрерывному слежению за ЭКС и выполняется в несколько этапов:

I этап — определение уровня срабатывания. На этом этапе определяют пороговое значение первой производной сигнала ЭКГ для нахождения точек, принадлежащих отрицательному фронту зубца *R*. Для этого прежде всего вычисляется значение первой производной $\Delta V(i)$ из выражения: $\Delta V(i) = V(i+4) - V(i)$, где $V(i)$ — значение i-го отсчета ЭКС, полученное в результате квантования.

При таком способе вычисления производной удается избавиться от влияния фона промышленной частоты при

выбранной частоте квантования по времени. Затем определяется наибольшее $\Delta V_{макс}$ и наименьшее $\Delta V_{мин}$ значение производной. Уровень срабатывания r устанавливается по эмпирической формуле

$$r = \Delta V_{мин} + \frac{1}{6}(\Delta V_{макс} - \Delta V_{мин}).$$

II этап — определение и проверка приемлемости «исходных» точек. Определение «исходных» точек проводится выбором наименьшего значения из каждой последовательности величин производных, лежащих ниже уровня срабатывания. Предполагают, что на записи ЭКГ в течение 2 с таких точек окажется не более девяти. Обозначим номера этих точек как K_1, K_2, ... K_i, ... K_9. Тогда длительность i-го цикла C определяется из выражения

$$C_i = t_{к_{i+1}} - t_{к_i}.$$

Затем проводится проверка на приемлемость величин C_i, чтобы исключить искаженные циклы (например, экстрасистолы) для следующего этапа программы H.

III этап — определение начала отсчета времени. Для дальнейшей обработки определяется средний из полученных циклов и в качестве его начала выбирается точка, не принадлежащая комплексу *PQRST* (например, одна из точек, где значение производной близко к нулю).

IV этап — установление границ поиска. В результате выполнения этого этапа определяется таблица величин, каждая из которых является средней точкой между концом и началом двух последовательных комплексов *PQRST* (время при этом отсчитывается от точки начала отсчета, определенной на III этапе).

V этап — установление ограничений для слежения за выбранными параметрами сигнала ЭКГ, т. е. определение допустимых отклонений ряда параметров ЭКС и выделения существенных изменений в самом сигнале ЭКГ. В качестве наблюдаемых параметров выбраны следующие: начало, конец, величина максимума каждого комплекса, длительность сердечного цикла.

Подпрограмма обработки (O) совместно с подпрограммой распознавания волн ЭКГ (P) непосредственно осуществляет мониторное слежение за изменением выбранных параметров.

Подпрограмма O состоит из трех частей:

а) определение «исходных» точек (как и на II этапе подпрограммы Н);

б) определение точки начала счета (аналогично III этапу подпрограммы Н);

в) выделение изолинии и ее смещения.

Подпрограмма Р состоит из двух частей. В первой — определяются все волны на записи ЭКГ, во второй — выбираются те из них, которые составляют полный цикл. Волна определяется как последовательность точек, абсолютное значение расстояния X которых от изолинии S превышает некоторое пороговое значение α. Таким образом, последовательность точек, расположенных выше изолинии с учетом величины порога ($X>S+\alpha$), определяется как положительная волна, а расположенные ниже ($X<S-\alpha$) — как отрицательная.

Для подбора волн, составляющих полный цикл работы сердца, используется таблица значений границ поиска, составленная на этапе III подпрограммы Н. Затем вычисляются параметры сигналов ЭКГ, по которым осуществляется слежение.

Слежение обычно начиналось при нормальном, как правило, синусовом ритме у пациента. Если какой-либо параметр в ходе слежения отклоняется более чем на 10% от начального значения, вырабатывался сигнал тревоги.

Так как описанная программа предназначается для непрерывного слежения за ЭКГ в течение многих часов, проводились регистрация и выяснение причин неизбежных при этом прерываний слежения. Причины наблюдаемых прерываний слежения были сгруппированы следующим образом: 1) временное прерывание слежения, вызванное изменением ритма; 2) прерывание ввода данных, вызванное изменением ритма; 3) прерывание ввода данных, вызванное изменением амплитуды сигнала, чрезмерным смещением изолинии или значительным уровнем помехового сигнала; 4) программные или схемные сбои. Ясно, что рассмотренная программа должна быть улучшена с целью уменьшения числа возможных ситуаций, вызывающих прерывание непрерывного наблюдения ЭКГ.

Анализ известных к настоящему времени ИСОВК, использующих ЭЦВМ, показывает, что разработчики весьма большое внимание уделяют диагностике аритмий. Это, по всей видимости, связано с существенными труд-

артериальной крови. Допустимые пределы изменения каждого показателя приведены в табл. 6 [30].

Таблица 6

Допустимые пределы изменений показателей гомеостаза

Изменение показателя гомеостаза	Физиологический показатель				
	СИ, % от должного	ОЦК, % от должного	apO_2, мм рт. ст.	$apCO_2$, мм рт. ст.	BE, м-экв/л
	относительная погрешность измерения, %				
	5	4	2	2	2
Умеренное	25	25	50	65	5
Выраженное	50	50	60	57,5	7,5
Предельное	80	80	70	50	10

Если результаты сопоставления величин всех физиологических показателей с каждой из установленных для нее границ выразить двоичным кодом X_{ij}, где $X=1$ (показатель превышает установленную границу) или $X=0$ (в противном случае), i — номер столбца, j — номер строки в таблице, то степень нарушения гомеостаза можно оценить по формуле:

$$VO_2 = \sum_{i=1}^{5} \sum_{j=1}^{3} X_{ij}.$$

В зависимости от значения величины VO_2 функциональное состояние организма определяют как стресс-нормальное ($VO_2=0$), тревожное ($VO_2=1$), угрожающее ($VO_2=2$), критическое ($VO_2 \geqslant 3$). Обобщенный показатель гомеостаза VO_2, как показала его опытная проверка, практически охватывает примерно 90% всех нарушений жизнедеятельности [30].

Для интенсивного наблюдения в рассматриваемой системе используют также ЭКГ, РГ, СКГ, ПГ ЭЭГ, АД и температуру тела в четырех точках. Выбор информативных признаков и диагностического алгоритма для распознавания изменений функционального состояния организма производился сопоставлением оценок, полученных с помощью основных методов и традиционного

клинического мышления, с косвенными характеристиками физиологических процессов.

Система сбора и обработки данных состоит из устройств съема информации, усилителей, блока автоматического построения гистограммы длительности сердечных циклов и времени распространения пульсовой волны, устройства передачи информации по телефонному каналу и ввода информации в ЦВМ БЭСМ-2М в реальном масштабе времени.

Статистическая обработка результатов показала, что по мере ухудшения состояния больных дисперсии и коэффициенты вариации анализируемых показателей, как правило, уменьшаются. При критических состояниях отмечалась стабилизация отдельных систем организма с уменьшением взаимосвязи между ними (отсутствие корреляции, например, между продолжительностью дыхательного цикла и длительностью интервалов $R—R$, между временем распространения пульсовой волны и интервалом $R—R$ и т. д.). В критических состояниях отдельные физиологические системы организма действуют как бы независимо, что может привести к летальному исходу [30, 42].

Сложные комплексы интенсивного наблюдения с автоматической обработкой данных могут объединяться в большие системы на базе использования центральной достаточно производительной ЭЦВМ, работающей в режиме разделения времени. Такие системы могут использоваться для хранения и обработки больших массивов информации, составления карт интенсивного наблюдения больного с использованием самых различных диагностических показателей. Они могут существенно облегчить организацию квалифицированных консультаций у специалистов того или иного профиля, консилиумов, а также могут использоваться для целей обучения. Такая система реализована в центре клинических исследований Медицинского колледжа Альберта Энштейна, США (рис. 51) [226]. Разработаны программы, которые позволяют врачу вводить данные клинических, функциональных, биохимических, рентгеновских и других исследований. Информация о пациентах вводится в любое время с разных телетайпов. Эти данные обрабатываются, рассчитываются необходимые показатели, сведения записываются в определенном формате на карте интенсивного наблюдения пациента и могут быть выведены на

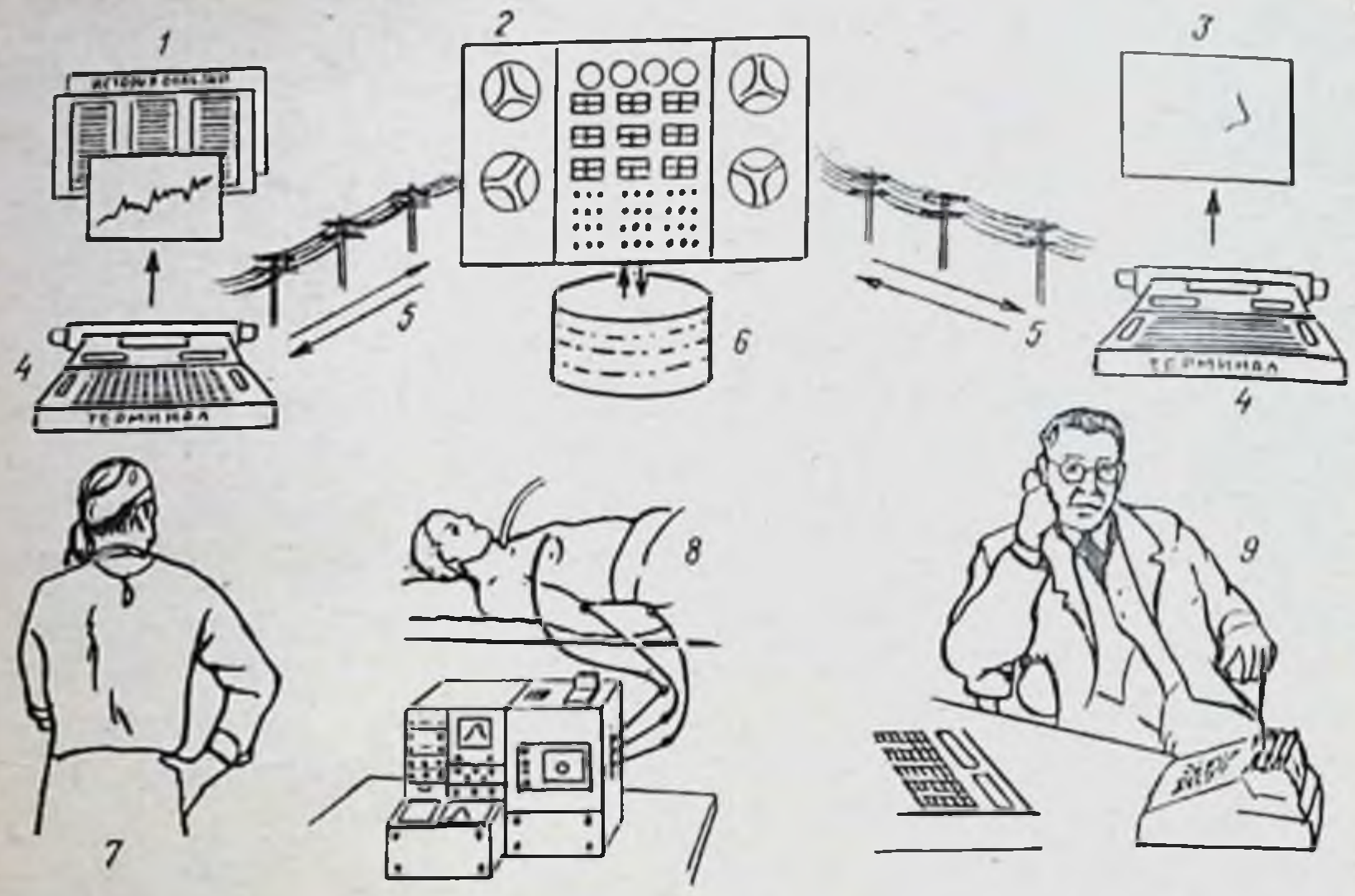


Рис. 51. Большая система интенсивного наблюдения за тяжелобольными с использованием ЭЦВМ.

1 — данные истории болезни; *2* — система разделения времени; *3* — обобщенный показатель состояния, полученный из банка данных; *4* — терминал (периферийное устройство ввода-вывода); *5* — каналы ввода и вывода информации; *6* — банк данных; *7* — лечащий врач; *8* — пациент; *9* — консультант.

телетайпы. Разработанная типовая история болезни служит средством клинической оценки состояния больных, а также используется для обмена опытом между врачами, занимающимися проблемами лечения тяжелобольных.

Эта история болезни содержит анамнез и основные данные обследования, которые отражают результаты различных функциональных исследований в определенный период времени. На одной карте, предназначенной для записи информации, может быть отражено до 20 таких периодов обследования. Каждое обследование дает новую информацию о клиническом состоянии пациента, природе патофизиологических процессов, о введении жидкостей, лекарств, анестезирующих средств или других процедурах, проведенных во время обследования. Сюда также включаются данные рентгеноскопии грудной клетки, записи ЭКГ, данные о респираторных, общих метаболических, функциональных, почечных и печеночных сдвигах в организме пациента. Специально разработанные подпрограммы позволяют производить запись данных радиографических исследований, включая

холангиографию, портографию и спленопортографию, биопсии.

Разрабатываются подпрограммы, которые позволяют записывать данные артериографии и контрастных исследований желудочно-кишечного тракта, а также дневной баланс жидкости и электролитов.

Для определения основных тенденций клинического состояния пациента ответственный за лечение тяжелобольных консультант, используя свой телетайп, может записывать временную характеристику любой переменной или любой математической комбинации физиологических переменных, число которых достигает 100.

Поскольку система работает с разделением времени, то любая часть истории болезни пациента может быть предоставлена одновременно лечащему врачу и консультанту. Для облегчения принятия решения консультант может запросить данные о пациенте на время консилиума и сравнить их с предшествовавшей клинической информацией, которая хранится в банке проверенных данных, емкостью 1 млн. слов.

В банке данных содержится информация более чем о 120 пациентах. Разработанные программы позволяют использовать информацию, хранящуюся в банке данных для проверки различных гипотез по ходу лечения пациента.

Использование ЭВМ позволяет не только лучше сопоставить данные из многих различных источников, но и исследовать взаимодействие между многими переменными, влияющими на физиологическое состояние пациента в данный момент времени. Для этой цели разработана специальная программа, использующая геометрические алгоритмы в 100-мерном пространстве. Однако трудно предположить, что консультанту будет необходимо пользоваться всем этим 100-мерным пространством. Возможности системы позволяют консультанту решить, какие переменные и соотношения между ними необходимо исследовать и каким образом спроектировать многомерное физиологическое пространство с тем, чтобы оно было наиболее полезным для получения информации о различных группах пациентов [патофизиология состояния, этиология болезни, прогноз и др.]. Консультант использует информацию для помощи лечащему врачу, привлекая его внимание к основным проблемам и помогая ему оценить различные методы лечения.

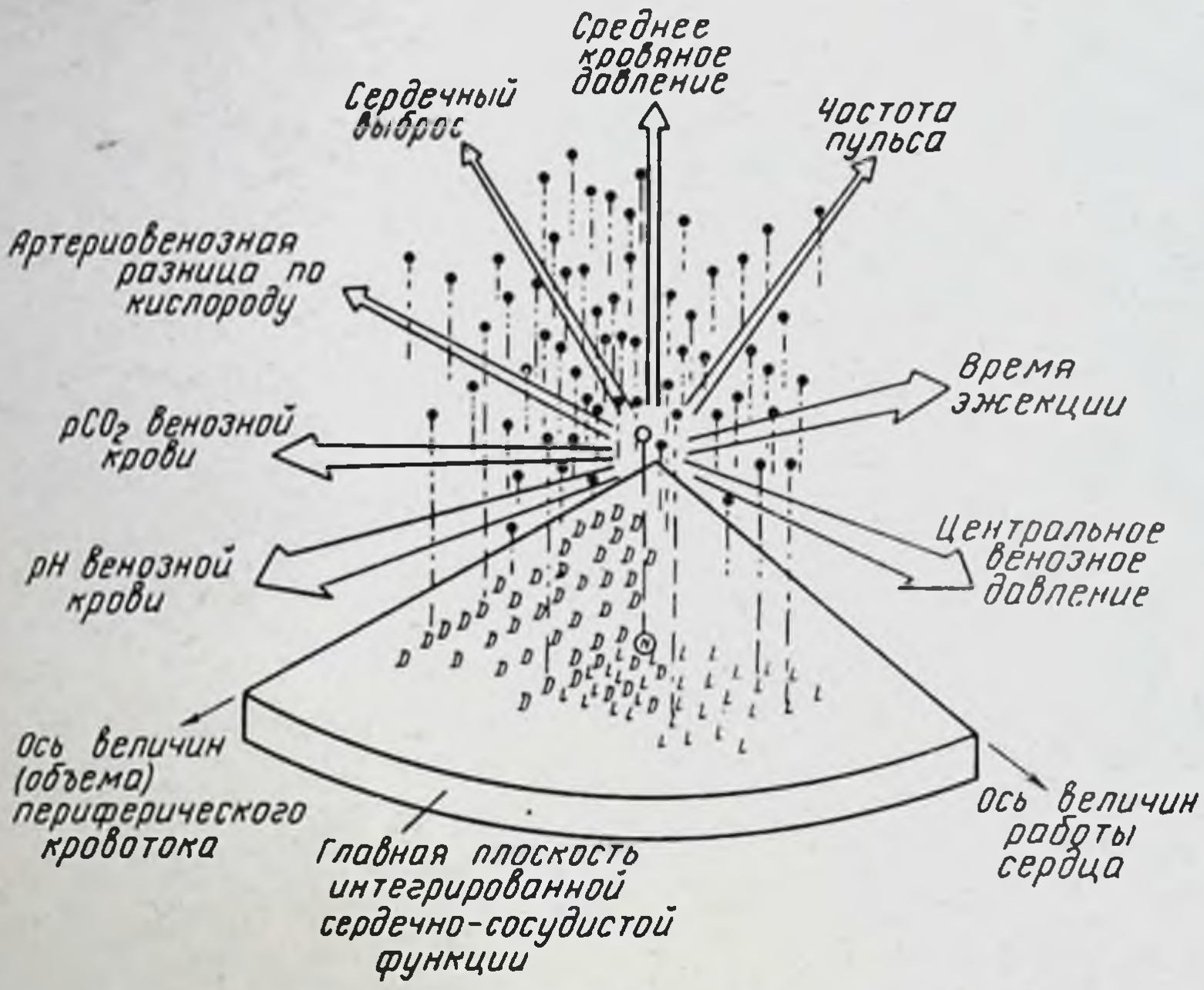


Рис. 52. Диаграмма комплексной оценки состояния больного при интенсивном наблюдении. Рисунок взят из работы [226].

На рис. 52 в качестве примера приводится диаграмма комплексной оценки состояния больного, представляющая собой проекцию точек 8-мерного пространства на плоскость интегрированной функции. Исходные точки отражают информацию, полученную из банка данных. Буквами L, D, N обозначены проекции этих точек на указанную плоскость (L — пациенты выжившие, D — умершие, N — новый пациент, находящийся под интенсивным наблюдением). Подобная диаграмма использовалась для функциональной оценки реакции пациента с септическим шоком на различные лечебные процедуры.

На рис. 53 на фоне накопленных в банке данных о большой группе пациентов с аналогичным диагнозом графически представлена динамика состояния пациента N. Ломаная линия характеризует изменение состояния пациента N (переход из одной точки в другую) после воздействия. Здесь S — исходное состояние (шок), G — состояние после первой инъекции глюкагона; O — после начала кислородной терапии; Q — после длительной кислородной терапии; M — после введения глюкагона в те-

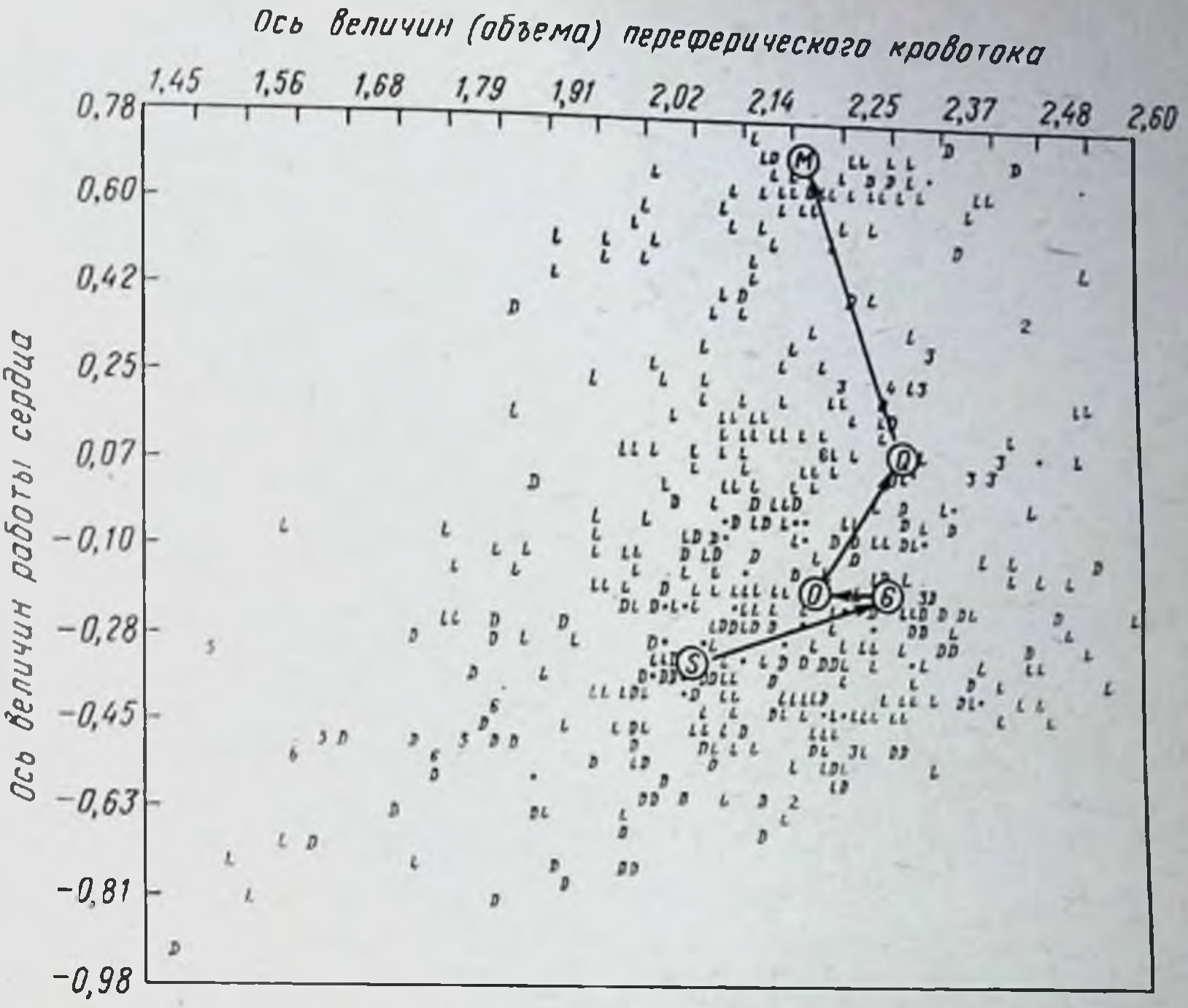


Рис. 53. Графическое отображение позитивных результатов лечения на фоне накопленных прошлых данных. Кривая отображает динамику состояния пациента N, прослеженную по перемещениям изображающей точки на плоскости интегрированной сердечно-сосудистой функции (см. рис. 52). На осях координат отложены значения величины периферического кровотока и мощности сердечной деятельности: по оси X — $0{,}115 \cdot 10^{-1}$ U/C, по оси Y — $0{,}351 \cdot 10$ U/C, где U/C — условная единица измерения значений интегрированной сердечно-сосудистой функции.

Рисунок взят из работы [226].

чение 12 ч. Как видно из рис. 53, в результате лечения точка, характеризующая состояние пациента, переместилась из области, где количество умерших превосходит количество выживших больных, в область с желательным соотношением.

Использование подобных алгоритмов [47, 128] является средством квалифицированного определения эффективности соответствующей терапии при интенсивном наблюдении и лечении тяжелобольных.

ГЛАВА 7. ТЕХНИКА БЕЗОПАСНОСТИ ПРИ РАБОТЕ С ЭЛЕКТРОННЫМИ МЕДИЦИНСКИМИ СИСТЕМАМИ

7—1. Общие замечания

Безопасность при работе с электронной медицинской аппаратурой является серьезной проблемой, которой, к сожалению, часто не уделяют должного внимания. Между тем, например, по данным различных исследований и страховых кампаний число жертв в клиниках США при поражениях электротоком составляет 5 тыс. человек в год [134]. Однако смерть в результате электротравмы — предельно трагичный, но далеко не единственный результат поражения электрическим током. Если к этому прибавить последствия наиболее часто встречающихся контактных электротравм (электрических ударов), тяжелые случаи которых приводят к инвалидности, вызывают ожоги, механические (разрыв тканей, костей) и химические (электролиз) повреждения, специфические поражения (электрические знаки и металлизация кожи), станет ясным, что несоблюдение правил техники безопасности при работе с электронной медицинской аппаратурой, ставшей технической базой современной медицины, является недопустимым грубейшим нарушением.

Виды электротравматизма, условия возникновения электротравм, пути их эффективной профилактики достаточно подробно описаны в отечественной и зарубежной литературе [39, 132, 152, 241]. Общие вопросы классификации электрических сетей и установок по степени представляемой ими опасности (по напряжению, производственной среде и квалификации обслуживающего персонала), требования по безопасности, предъявляемые к устройствам и эксплуатации электрических сетей, установок, оборудования, защитных средств и т. п., также хорошо известны [39]. Они сформулированы в виде пра-

вил технической эксплуатации электроустановок и правил техники безопасности. Последние составлены Государственной инспекцией по энергетическому надзору Министерства энергетики и электрификации СССР и обязательны для потребителей электроэнергии всех министерств и ведомств.

Мы не будем останавливаться в связи с этим на перечисленных вопросах, так как в ограниченном объеме данной главы целесообразнее познакомить читателя со специфическими вопросами безопасности при работе с современными медицинскими электронными системами, с вопросами, которые практически не известны врачам, а часто и инженерам, работающим в области разработки, производства и эксплуатации электронной медицинской аппаратуры.

Актуальность проблемы безопасности при работе с электронной аппаратурой в медицине будет расти в связи:

1) со значительным увеличением выпуска числа электронных медицинских приборов и систем;

2) со значительным увеличением количества диагностических и лечебных процедур с применением электронной медицинской аппаратуры;

3) с использованием электронных приборов и систем, непосредственно подключенных к больным в течение длительного времени (суток, недель и месяцев) — ИСОВК для наблюдения за состоянием тяжелобольных, мониторов, мультиплексорных электронных устройств для систем внутривенного введения жидкостей и др.;

4) с использованием электронных приборов и систем, электроды которых в составе катетеров проводят внутрь организма человека, в частности в полости сердца и магистральные сосуды; это значительно уменьшает пороговое значение тока и напряжения, при которых возникает фибрилляция желудочков сердца (до 50 мкА при напряжении до 5 мВ) — наиболее грозное осложнение электротравмы; в результате из-за несоблюдений мер безопасности во время диагностической или лечебной процедуры у больного возникает терминальное состояние, прогноз которого далеко не всегда благоприятен;

5) с комбинированием различного оборудования (характерная особенность современных экспериментальных и клинических исследований), которое увеличивает опасность электрического удара.

В современной медицинской аппаратуре электробезопасность должна быть обеспечена без ограничения ее нормального функционирования при условии правильной эксплуатации. Защита достигается соблюдением трех основных условий:

1) правильная конструкция аппаратуры, дающая безусловную безопасность;

2) применение специальных средств внешней защиты, дающих условную безопасность;

3) указание условий, при которых работа с оборудованием безопасна (описательная безопасность).

7—2. Безусловная электробезопасность (конструктивные требования)

Несмотря на достаточно жесткие конструктивные требования, обеспечивающие безусловную электробезопасность, высокий уровень разработки и производства представляют большой выбор вариантов при проектировании оборудования.

Основные требования к конструкции и изготовлению оборудования могут быть сформулированы следующим образом:

1. Безопасность для оператора и пациента при нормальной эксплуатации и при внутренних неисправностях. Любая неисправность в схеме или соединительных проводках не должна снижать безопасность работы с аппаратурой.

2. Органы управления с четкой маркировкой, простотой и удобством при эксплуатации и обслуживании во всех режимах, оговоренных техническими условиями изготовителя.

3. Предотвращение проникновения инородных тел, снижающих безопасность, внутрь корпуса приборов (под защитный кожух). Если в основании кожуха имеются отверстия, все части, находящиеся под напряжением, должны быть удалены от опорной поверхности на 6 мм. Высота ножек настольного оборудования должна быть не менее 10 мм, напольного — не менее 20 мм.

4. Наличие устройства полного отсоединения от сети. Для переносного оборудования с несъемным шнуром питания таким устройством может быть штепсельный разъем (вилка). Использование однополюсного выклю-

чателя в цепи подключения к сети не разрешается. Если оборудование постоянно подсоединено и не имеет собственного выключателя в цепи сетевого питания, такой выключатель для разрыва всех проводов сети устанавливается в системе проводки (стенной выключатель в передней части соединительной коробки). Оборудование, работающее с напряжением более 250 В, должно иметь выключатель для возможности разъединения каждого проводника питания отдельно.

5. Предотвращение случайного переключения установленного напряжения или частоты питания, изменения установки предохранительных устройств.

6. Наличие специальных блокирующих устройств, отключающих сетевое питание при съеме кожухов аппаратов.

7. Предотвращение случайного контакта руки пациента с перегретыми частями.

Для удовлетворения основных требований к конструкции и изготовлению оборудования в целом необходимо выполнить целый комплекс мероприятий: обеспечить электробезопасность основных его частей — корпусов, отдельных деталей и узлов; соблюсти правила устройства защитного заземления; правильно выбрать изолирующие материалы; обратить внимание на устойчивость специального оборудования к воздействию различных веществ, используемых в медицинской практике; обеспечить качество и надежность аппаратуры.

Рассмотрим сформулированные здесь положения более подробно.

Корпус (кожух) оборудования имеет большое значение для обеспечения электробезопасности. Он должен изготовляться из негорючего влагостойкого материала, закрывающего все части, находящиеся под напряжением, за исключением шнуров питания и других кабелей, необходимых для внешнего подключения. Входные устройства выполняются и размещаются так, чтобы введение проводов не повредило защиты от электроудара, а воздушные зазоры не были меньше допустимых. Между электрическими компонентами и частями электрооборудования, в которых может существовать горючая смесь газов, должно быть газонепроницаемое и огнеупорное разделение. Корпуса обычно выпускаются прочными и жесткими, чтобы противостоять воздействиям, приводящим к частичным разрушениям, уменьшению зазоров,

смещению или освобождению частей или другим дефектам.

Кожухи, закрывающие проводку, должны иметь гладкую поверхность без острых углов и задиров, которые могут вызвать повреждение изоляции. Все металлические поверхности должны иметь долгосрочную защиту от атмосферной и электрической коррозии.

Размеры вентиляционных отверстий и жалюзи, необходимые для эксплуатации и функционирования оборудования, должны быть такими, чтобы исключить электроконтакт с частями, находящимися под напряжением.

Части под напряжением внутри кожуха, которые нельзя отключить с помощью сетевого выключателя или вилки, защищаются от случайного контакта при вскрытом кожухе дополнительными оболочками или отчетливо маркируются «под напряжением».

Форма кожуха и отверстия в нем должны предупреждать проникновение жидкостей. Отверстия для регулировки органов управления с помощью инструментов проектируются с таким расчетом, чтобы применяемые инструменты не могли войти в контакт с частями под напряжением.

Предохранительные крышки, необходимые для безопасности, крепятся винтами (не менее трех ниток резьбы) или держателями механического типа, открывающимися только с помощью инструмента. Если винтов или держателей менее пяти, они должны фиксироваться. Самонарезающиеся винты для крепления часто снимаемых крышек не применяются.

Оборудование конструируется так, чтобы внутренняя проводка, обмотки, коллекторы, контактные кольца и другие части приборов и изоляция в целом не подвергались воздействию масла, смазочных материалов или подобных веществ. Если контакт неизбежен (например, в шестернях), масло или смазка должны обладать достаточными изоляционными свойствами.

Кожухи водонепроницаемого оборудования должны обеспечивать необходимую степень защиты от проникновения влаги и выдерживать соответствующие испытания. Влагоулавливающие устройства применять не следует, так как они снижают сопротивление изоляции или ведут к коррозии. Их заменяют рациональные конструкции и монтаж. Части, обеспечивающие защиту от

влаги, должны сниматься только с помощью инструментов.

Отдельные детали или сборные узлы не должны реагировать на вибрацию, порожденную во время нормальной эксплуатации самим оборудованием или внешними источниками. Крепление частей, особенно тех, в которых используется керамика или стекло, должно предотвращать их разрушение от сотрясений. Во время снятия или замены кожухов и крышек детали не должны повреждаться. Крепление выключателя, патронов и других подобных устройств должно исключать их вращение. Заменяемые части рекомендуется размещать и крепить так, чтобы можно было легко производить их осмотр, обслуживание и замену без повреждения соседних частей или проводки. Все детали должны крепиться независимо от проводки, исключая детали массой менее 30 г, которые могут крепиться непосредственно к зажимам. Свободное соединение проводки и деталей не разрешается. Предполагается, что два независимых крепления не могут ослабнуть одновременно, а части, фиксируемые с помощью винтов или гаек с запирающими шайбами, не ослабевают, если в дальнейшем не развинчивают эти винты во время замены гибких кабелей питания и шнуров или во время другого обслуживания. Точку крепления шнура или шнуров рекомендуется располагать как можно ближе к основанию.

Не должно быть выключателей сети в линии шнура питания и выключателей, при повреждении контактов которых может возникнуть опасное напряжение. Не должно быть также устройств, которые в случае повреждения оборудования создают короткое замыкание, сгорание сетевого предохранителя и термопредохранителей, заменяемых с помощью пайки. Патроны применяются только для установки ламп. Между контактами предохранителей конденсаторы не устанавливаются. Оборудование, снабженное конденсаторами с рабочим напряжением более 1500 В пиковой величины, должно иметь разрядное устройство, срабатывающее автоматически до того, как откроется доступ к этим конденсаторам, или при отключении напряжения питания. Остаточная энергия конденсаторов не должна быть больше 2 мДж, а остаточное напряжение не должно превышать 24 В. В том случае, если оборудование может быть разобрано только с помощью инструментов, а автоматическая раз-

рядка невозможна, в оборудование включается разрядное устройство этих конденсаторов, и конденсаторы соответственно маркируются. Компоненты, излучающие тепло, должны располагаться на достаточном расстоянии от частей, способных пострадать от нагревания. Компоненты с высокой диссипацией (не нагреватели) монтируются в положении, обеспечивающем оптимальное охлаждение. Нагревательные элементы оборудования 1-го класса (см. раздел 7—3) полностью заключаются под заземленное защитное металлическое ограждение во избежание случайного соприкосновения оператора с горячей поверхностью.

Основания для монтажа частей, находящихся под напряжением, изготавливаются из изолирующих материалов, пригодных для этой цели. Гигроскопический материал в качестве целостной опоры токонесущих частей не применяется. Неизолированные части, находящиеся под напряжением (включая проводники), закрепляются так, чтобы не происходило уменьшения зазоров ниже допустимых.

Следует избегать установки гальванических батарей внутри оборудования, работающего от сети. Конструкция оборудования должна обеспечивать эксплуатацию гальванических батарей при допустимой для них рабочей температуре. Особое внимание нужно уделять возможному действию электролита на соприкасающиеся материалы. Держатели батарей и проводка к ним маркируются обозначениями, соответствующими типу полярности батареи. Винты и гайки, используемые для крепления крышек секции с батареями, должны фиксироваться. Если в результате неправильного присоединения батареи может возникнуть опасность для пациента или оператора, оборудование должно снабжаться устройством, предотвращающим эту опасность.

На оборудование с несветящимися нагревателями должны устанавливаться индикаторные лампы для сигнализации о включении нагревателей. Кроме того, индикаторные лампы обязательны для портативного оборудования, не имеющего ручного выключателя питания или других средств, указывающих на присутствие напряжения питания, и в любой аппаратуре — для сигнализации о включении в сеть и для сигнализации о напряжении в выходной цепи, длительное существование которого может привести к возникновению опасности.

Индикаторные лампы должны быть защищены от механического повреждения, возможного во время нормальной эксплуатации, достаточно прочным колпачком. Патроны ламп с одиночным центральным контактом рекомендуется подсоединять так, чтобы внешний контакт был нейтральным.

Особого внимания заслуживает защита от избыточного тока и напряжения. Избыточный ток может быть вызван перегрузкой или повреждением. Защита от избыточного тока может быть получена с помощью плавких предохранителей или цеперазрывающих устройств, переустановка или замена которых с помощью пайки не разрешается. Их номинальная нагрузка должна быть равна самой низкой величине тока, проходящего в оборудовании длительное время. При наличии импульсов тока (например, при включении) можно использовать предохранители замедленного действия. Если в цепи питания требуется установка предохранителей или цеперазрядных устройств, их ставят в каждом вводном проводе питания оборудования 1-го класса и по крайней мере в одном вводном проводе однофазового оборудования 2-го класса, если нет поляризованного нейтрального проводника. В таком случае нейтральный проводник предохранителем не снабжается, и это маркируется.

Элементы предохранителя, предназначенные для замены без вскрытия оборудования, должны быть полностью скрыты в держателе предохранителя. Когда замена предохранителя производится без помощи инструментов, проводники под напряжением, связанные с держателем предохранителя, не должны представлять опасности электроудара во время замены предохранителя. Держатели предохранителей панельного типа должны иметь влагозащиту. Держатели предохранителей подсоединяются так, чтобы контактная часть, близкая к панели, отключалась после удаления предохранителя.

Защитные устройства, подсоединяемые через подключаемую часть или между изолированной подключаемой частью и корпусом оборудования для обеспечения защиты от избыточных напряжений, должны срабатывать при напряжении не ниже двукратного пикового значения самого высокого сетевого напряжения оборудования.

Обмотки питающих трансформаторов укладываются слоями с изоляцией между ними. Непропитанная бумага

в качестве изоляционного слоя не допускается. Толщина изоляции между первичной и вторичной обмотками должна быть не менее 0,3 мм, а для усиленной или двойной изоляции — 1 мм.

Каждая вторичная обмотка питающего трансформатора должна быть электрически изолирована от первичной и от любой другой вторичной обмотки и иметь не более одного комплекта зажимов. Зажимы и соединители первичной и вторичной обмоток предпочтительно располагать на противоположных сторонах трансформатора. Силовые трансформаторы должны выдерживать короткие замыкания либо сами, либо с помощью защитных устройств, которые рекомендуется располагать на питающей стороне трансформатора. Силовой трансформатор должен быть скрыт под своим кожухом или под общим кожухом оборудования.

Все органы управления должны иметь четкие и ясные обозначения. Органы управления и приборы, показывающие выходную мощность оборудования, должны быть четко и правильно промаркированы. Органы управления, приборы, индикаторные лампы и пр., связанные с определенными функциями оборудования, группируются вместе, а их функции четко обозначаются на соответствующих табличках. Если их неправильная установка может представить опасность, необходимо предпринять соответствующие меры по предупреждению такой опасности, например с помощью внутреннего замка или устройств дополнительной безопасности.

Круглые ручки, нажимные кнопки и другие подвижные механизмы электрокомпонентов, предназначенные для управления вручную, изготавливаются из изоляционного материала. Если они изготавливаются из металла, то должны иметь заземление или защиту двойной или усиленной изоляцией от частей, находящихся под напряжением. Изолирующий материал контрольной кнопки не может считаться защитной изоляцией. Органы управления крепятся так, что их нельзя сдвинуть или ослабить во время нормальной эксплуатации.

В случае использования принудительного или силового привода так называемые стопорные винты не применяются. Если же они используются, необходимо принимать меры, предупреждающие произвольное их ослабление и раскручивание. Рабочие оси и другие металлические части, составляющие механизм органов управле-

ния, не должны быть частями токонесущей цепи и должны эффективно изолироваться от частей, находящихся под напряжением. Металлические оси органов управления оборудования 1-го класса должны быть присоединены к зажиму защитного заземления, если они не изолированы двойной или усиленной изоляцией. При необходимости на вращающихся и подвижных частях управления имеются ограничители для того, чтобы не повредить проводку и другие компоненты.

Если около органов управления нет дополнительных указаний, увеличение параметра должно происходить вращением по часовой стрелке либо движением вверх (вправо от оператора).

Если оборудование рассчитано на использование в темноте, форма ручек должна облегчать управление на ощупь. Видимость ручек в темноте достигается нерадиоактивными средствами. Конструкция и расположение органов управления должны сводить к минимуму опасность их случайного включения. Углеродные потенциометры, сочлененные с вращающимся выключателем, применять не следует из-за уменьшенного срока их службы.

Органы предварительной настройки должны содержать средства, предупреждающие нежелательное движение, но позволяющие осуществлять необходимую подгонку. Лак или подобные вещества для фиксации там, где возможно, применять не рекомендуется. В конструкции следует предусматривать механическую защиту органов управления и других выступающих частей. Механическая конструкция выключателей, ключей и кнопок должна быть такой, чтобы возможность их задержки в промежуточном положении, даже во время медленного переключения, была самой незначительной. Положения «включено» и «выключено» сетевых выключателей должны быть четко обозначены на выключателе или около него или указываться с помощью стрелки, освещения шкал, индикаторной лампы или других средств.

Сетевые выключатели для работы на постоянном токе должны включать и выключать сеть очень быстро. Выключатели для работы на переменном токе не должны давать искры, даже во время медленного переключения.

Выключатели, в состав которых входят контакты сетевой и вторичных цепей, должны обеспечивать их достаточное разделение. Сетевые выключатели не должны

располагаться в гибких шнурах питания или гибких проводах между компонентами. Цепи контактов реле и подобных устройств должны находиться в безопасном положении, когда их рабочие катушки обесточены.

Устройства термобезопасности служат для удержания рабочей температуры в заданных пределах. Если перегрев опасен для пациента, устанавливаются дополнительные автоматические или неавтоматические устройства термобезопасности со звуковым или визуальным сигналом. Температура срабатывания этого дополнительного устройства должна быть выше нормальной температуры при настройке основного устройства на максимальную величину. Перестройка дополнительного термопредохранителя должна выполняться только инструментом.

Специальная защита не требуется для следующих частей: а) элементы сопротивлений, нагревателей и другие части, подвергающиеся во время эксплуатации воздействию высоких температур; б) листы магнитных сердечников, хорошо защищенные благодаря электроизоляционному покрытию; в) оси, подшипники и другие незачехленные части, которые во время нормальной эксплуатации покрыты смазкой; г) железо-никелевые контакты питания электронных ламп, полупроводников и т. п.

Устройства подавления радио- и телепомех должны быть защищены от механических повреждений. Для оптимального подавления помех может потребоваться подсоединение подавительных устройств до сетевого выключателя оборудования.

Доступные металлические части оборудования 1-го класса, особенно изолированные от шасси, соединяются постоянно низким импедансом с зажимом или контактом сетевого заземления. Если ток утечки от них даже в условиях единичного повреждения не превышает допустимой величины, их можно подсоединить не к защитному, а к рабочему заземлению или оставлять подвешенными.

Зажимы должны соответствовать требованиям защиты от электроудара. Подсоединение к заземлению нельзя производить с помощью невинтовых зажимов. Зажимы внешнего заземления должны обеспечивать соединение проводников с номинальным поперечным сечением 2,5—6 мм^2 и не должны использоваться для обеспечения целостности заземления между различными частями

оборудования. Зажимающие средства зажимов заземления должны надежно страховаться от случайного раскручивания и возможности освобождения без помощи инструментов. Зажим защитного заземления крепится либо к металлическому корпусу, раме или шасси оборудования, либо выполняется как нормальный соединительный зажим: во всех случаях его удобно располагают около зажимов сетевого питания. Он соответственно маркируется и не используется для крепления какого-либо компонента.

Контакт заземления штепсельных разъемов питания или сменных блоков считается зажимом защитного заземления. При замыкании и размыкании разъемов он должен соответственно первым замыкаться и последним размыкаться. Все части зажима защитного заземления должны быть устойчивыми к коррозии (особенно для дюралевых корпусов).

Переходное сопротивление между любой доступной металлической частью, с одной стороны, и зажимом или контактом защитного заземления во входном устройстве (без шнура) — с другой, не должно быть более 0,1 Ом, а между частью и контактом вилки несъемного шнура — не более 0,2 Ом. При наличии так называемой центральной точки заземления пациента желательно, чтобы сопротивление между частями оборудования и этой точки не превосходило 0,2 Ом. Зажимы функционального заземления не должны использоваться для обеспечения целостности путей защитного заземления. Если для уменьшения токов утечки применяется второй провод, он должен быть таким же, что и основной, а его подсоединение должно быть надежным и непрерывно контролироваться с подачей акустического сигнала при обрыве. Импеданс регулирующей цепи (без проводника заземления), измеряемый на частоте сети между любой доступной металлической частью оборудования 1-го класса и точкой подсоединения цепи к внешней защитной системе, не должен быть более 1 Ом.

Оборудование должно конструироваться так, чтобы максимально снизить вероятность воспламенения или механического повреждения, увеличивающего опасность электроудара при неправильной или небрежной эксплуатации, хотя обычно предполагается, что эксплуатация медицинского оборудования проводится квалифицированными людьми.

Во время работы оборудования в соответствии с инструкцией по эксплуатации при допустимых колебаниях питающего их напряжения в оборудовании и его частях не должно происходить чрезмерного повышения температуры, износа деталей, уменьшающего безопасность, ускоренного старения изоляционного материала, вредного действия другого рода.

Устройство защиты от перегрузки не должно срабатывать в нормальных условиях пуска или во время нормальной эксплуатации; импульс тока во время включения оборудования не должен вызывать сгорания плавкого внешнего предохранителя. Оборудование должно работать и при колебаниях напряжения, несколько превышающих допустимые по техническим условиям.

Все рабочие параметры, обозначенные на оборудовании и указанные в инструкциях по эксплуатации, должны соответствовать величинам, получаемым при нормальной эксплуатации.

Оборудование, которое будет испытывать перегрузку, конструируется и разрабатывается так, чтобы оно выдерживало перегрузку, не превосходящую возможностей защитной части.

В случае короткого замыкания в выходной цепи силового трансформатора не должно возникнуть опасности воспламенения, механического повреждения оборудования, угрозы для жизни оператора и окружения. Если оборудование включает в себя части, подвергающиеся износу или разрыву (сгоранию, пробою), например термоэлектрические лампы, конденсаторы, а также взаимозаменяемые или съемные части, вышеупомянутые требования должны выполняться даже в случае поломки этих частей.

Если встроенные в сетевую часть силового трансформатора плавкие предохранители не обеспечивают защиты от сильного нагрева цепей низкого напряжения, то в них должны быть установлены термические предохранительные устройства с ручной или автоматической перестановкой.

Если оборудование универсально и имеет как низкую, так и высокую мощность, необходимо свести до минимума возможность случайного появления на выходе высокой выходной мощности, например, с помощью использования отдельных выходов или приводимого вручную переключающегося устройства.

Оборудование, имеющее сервисные приводы, должно быть защищено от электрического и механического повреждения, которое может иметь место при снятии нагрузки. Оборудование, снабженное двигателями с конденсаторами в цепи вспомогательной обмотки или трехфазными двигателями, предназначенное для эксплуатации без обслуживания, не должно нагреваться до опасных пределов в результате повреждения конденсатора или в случае отсоединения одной фазы.

7—3. Условная безопасность (специальные дополнительные средства внешней защиты в клинической практике)

По способу обеспечения защиты персонала от электроудара все медицинское оборудование, использующее внешнее питание, делится на три класса; особо выделяется оборудование с внутренними источниками питания (например, батареями).

Оборудование 1-го класса характеризуется наличием заземления как дополнительной меры защиты от опасности электроудара, исходящей от сетевой части. Провод защитного заземления монтируется непосредственно в кабеле питания, который должен иметь вилку с заземляющим контактом. Такое оборудование может иметь части с усиленной или двойной изоляцией и части с низким напряжением внешнего питания (24 В) (рис. 54).

Оборудование 2-го класса характеризуется применением, помимо основной, еще и дополнительной изоляции либо вместо основной — усиленной изоляции как дополнительной меры защиты от опасности электрического удара, исходящей от сетевой части. Это оборудование не имеет защитного заземления; в противном случае его следует относить к 1-му классу. Оно может быть снабжено контактом рабочего заземления, не предназначенного для защиты. Оборудование 2-го класса может иметь части, работающие при низком напряжении питания. Корпус его может быть из изоляционного материала или металлический с клеммой для подключения к цепи выравнивания потенциала (рис. 55).

Оборудование 3-го класса характеризуется низким (менее 24 В) питающим напряжением, что наряду с основной изоляцией является дополнительной мерой защиты от опасности электроудара, исходящей от сетевой

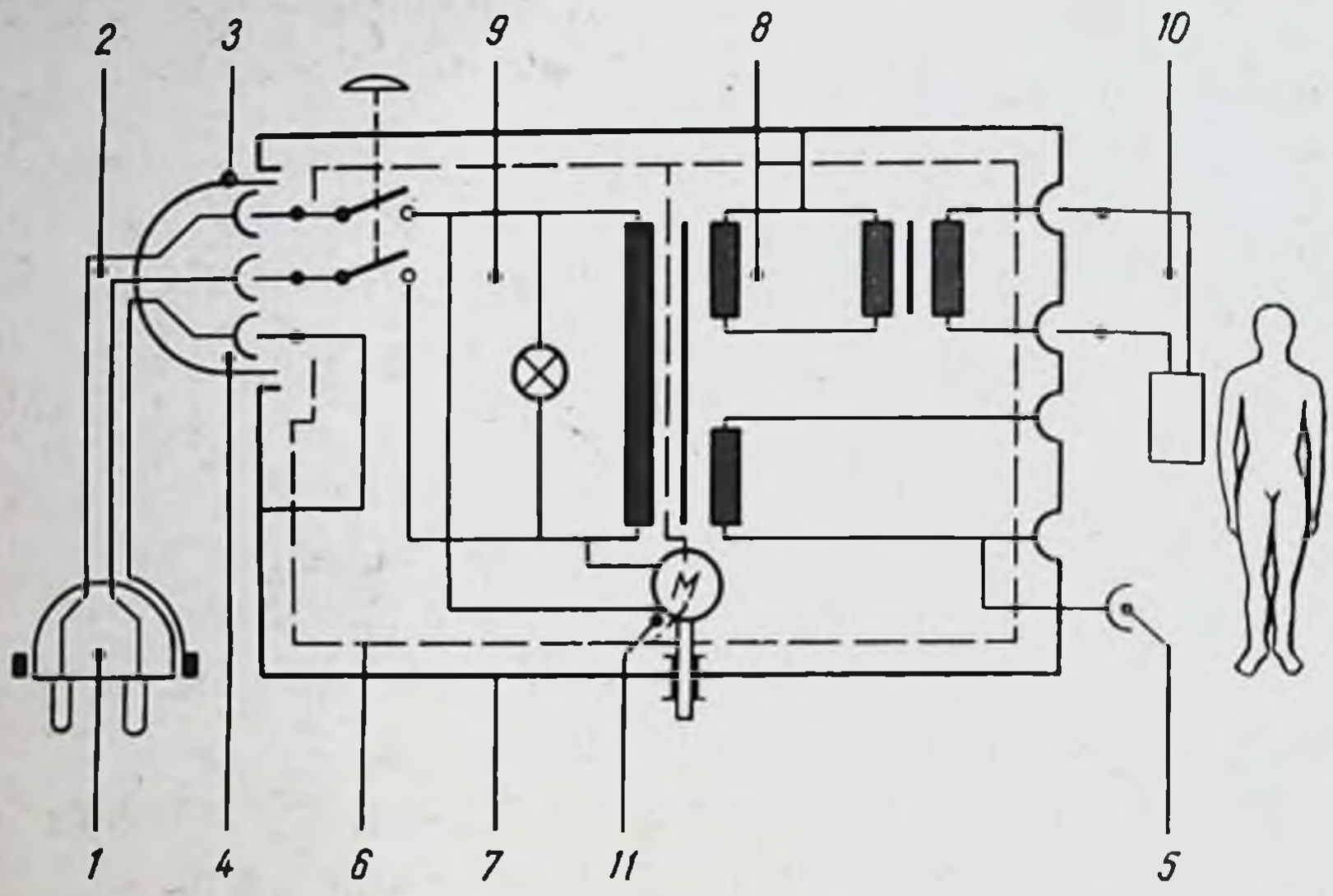


Рис. 54. Пример исполнения защиты 1-го класса.

1 — вилка с заземляющим контактом; *2* — кабель; *3, 4* — защитное заземление; *5* — рабочее заземление; *6* — основная изоляция; *7* — кожух; *8* — промежуточная цепь; *9* — сетевая часть; *10* — подключаемая часть; *11* — мотор.

части. Это оборудование не имеет внутренних и внешних цепей, содержащих более высокое напряжение (рис. 56). Оборудование 3-го класса обычно не заземляется.

Оборудование с внутренними источниками питания выделяется в самостоятельный класс.

По степени защиты от электроудара медицинское электрооборудование делится на пять типов:

1. Тип H имеет степень защиты от электроудара, сравнимую со степенью защиты бытового или подобного ему электрического оборудования, и не предназначено для подключения к пациенту.

2. Тип B имеет усиленную защиту от электроудара. Особое внимание уделяется допустимым токам утечки и надежности защитного заземления (там, где оно имеется). Это оборудование предназначено для внешнего и внутреннего подключения к пациенту, исключая внутрисердечное применение.

3. Тип BF — оборудование типа B, но с изолированной частью, подключаемой к пациенту.

4. Тип C имеет высокую степень защиты от электроудара и характеризуется особо малыми допустимыми токами утечки и надежным заземлением (там, где оно

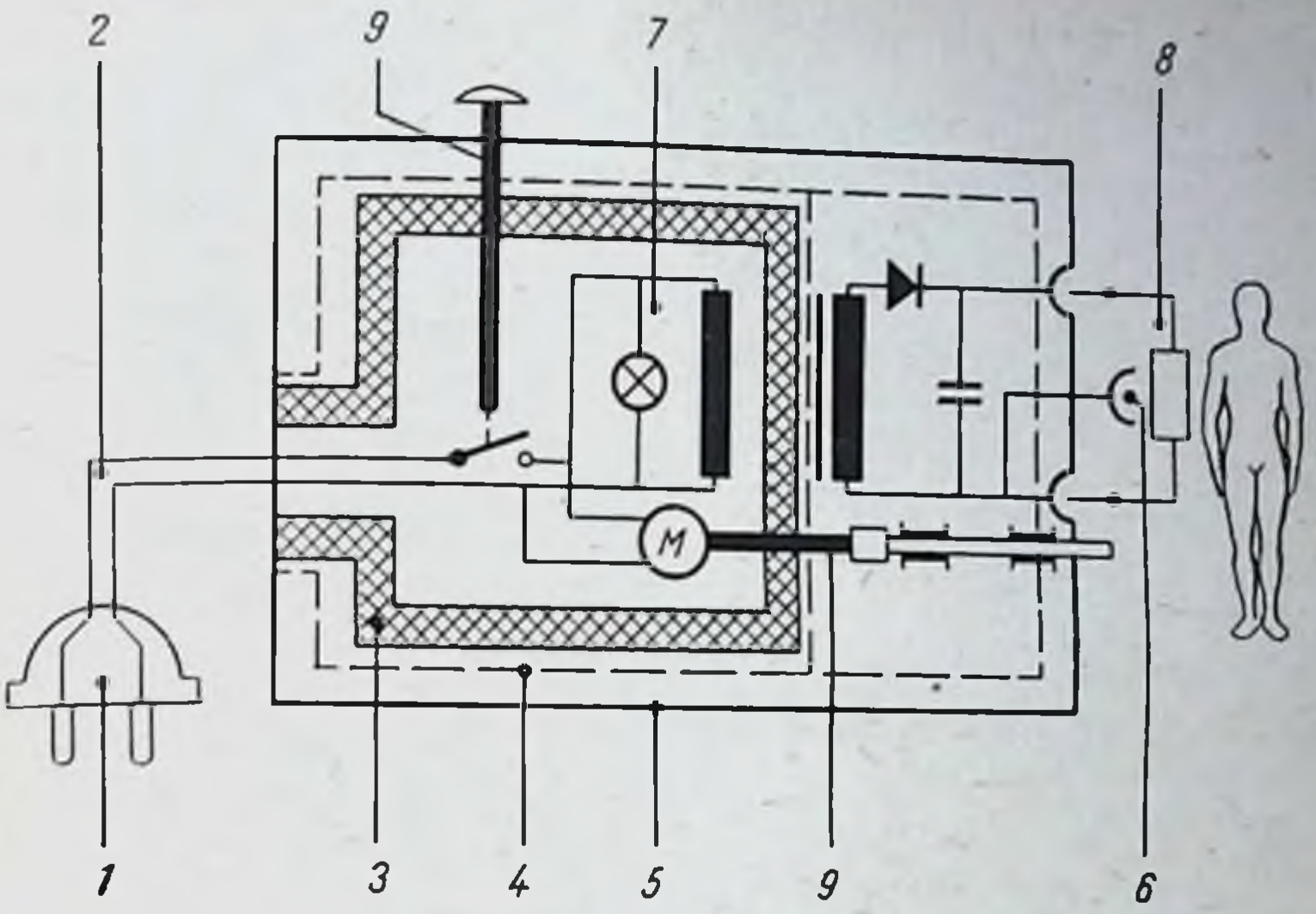


Рис. 55. Пример исполнения защиты 2-го класса.

1 — вилка; *2* — кабель; *3* — дополнительная изоляция; *4* — основная изоляция; *5* — кожух; *6* — рабочее заземление; *7* — сетевая часть; *8* — подключаемая часть; *9* — усиленная изоляция.

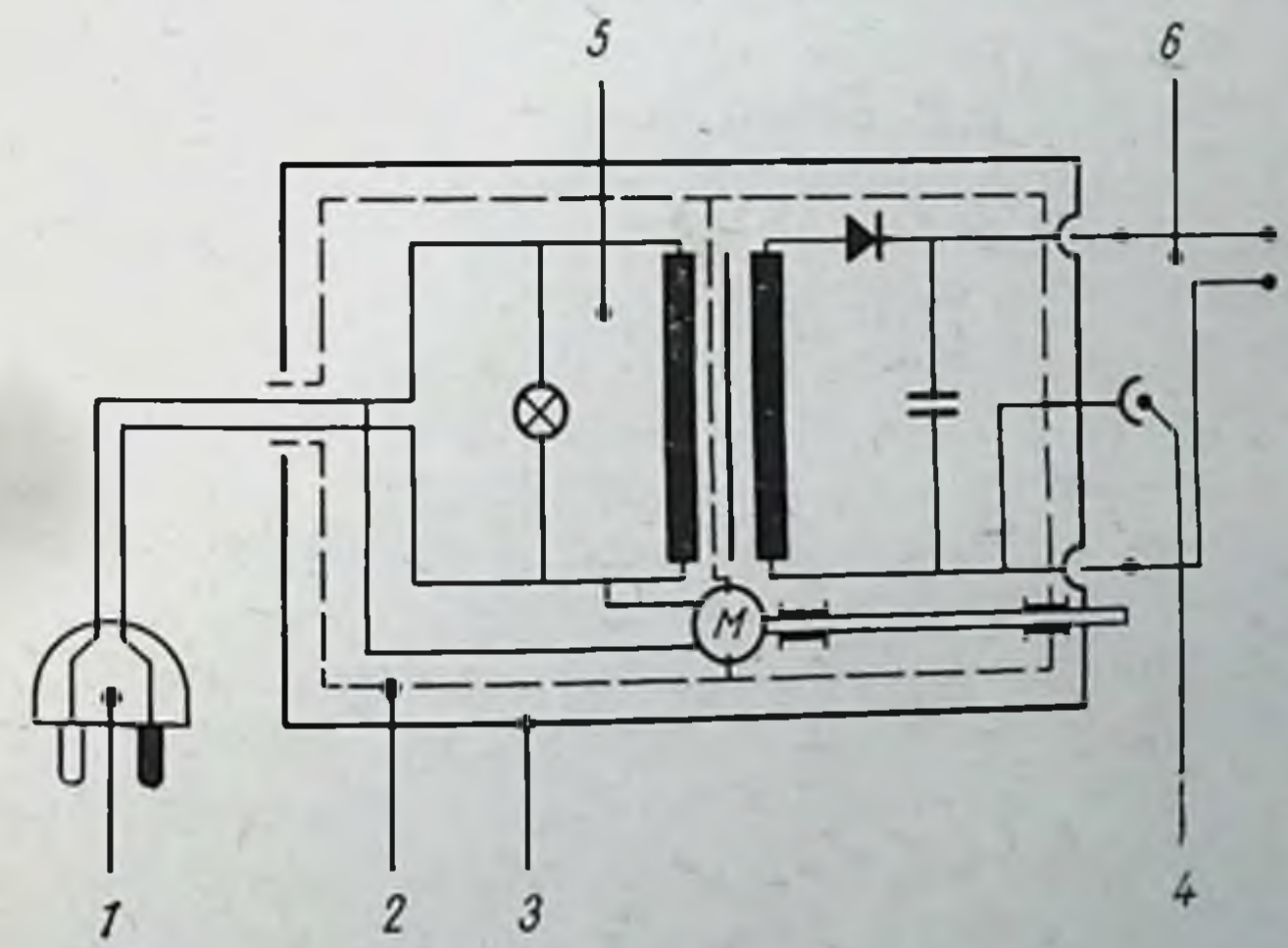


Рис. 56. Пример исполнения защиты 3-го класса.

1 — специальная вилка; *2* — основная изоляция; *3* — кожух; *4* — рабочее заземление; *5* — входная часть; *6* — выходная часть.

имеется). Это оборудование предназначено, например, для внутрисердечного применения.

5. Тип CF отличается от оборудования типа C изолированной подключаемой к пациентам частью.

При более подробном рассмотрении оборудование можно классифицировать еще по степени защиты от влаги, степени безопасности применения в легковоспламеняющихся средах, степени контакта с пациентами и т. д.

Оборудование, предназначенное для прямого контакта с сердцем, должно быть типа C или CF и иметь хорошую защиту 1-го или 2-го класса (в случае питания от сети) либо питаться от внутреннего источника.

Оборудование с подключаемой частью без прямого электрического контакта с сердцем пациента должно быть типа B, BF, C или CF. Оборудование без подключаемой части может быть любого типа и класса.

Распространено представление о том, что земляной провод является защитным, и если пациент достаточно хорошо заземлен, то он в безопасности. Заземление в идеале должно обеспечивать с бесконечно малым сопротивлением путь тока от пациента или прибора к точке, которая имеет нулевой потенциал,— к «земле». Однако, если между «землей» и пациентом или прибором существует разность потенциалов, по земляному проводу будет течь ток. Система заземления устраняет статическое электричество, но, если от неисправного прибора ток течет на землю через тело пациента, возможны печальные последствия. Поэтому заземление пациента нужно рассматривать как необходимое зло, а не как меру предосторожности, и по возможности избегать его.

Даже при записи ЭКГ и ЭЭГ заземление пациента должно обеспечивать только постоянство некоторого опорного потенциала. Если пациент уже заземлен, то заземление во второй точке не только не улучшает условия записи, но может быть опасно.

Особенно важно иметь в виду, что при перестройке больничных помещений часто вводят дополнительные контуры заземления, которые могут иметь разный потенциал. При этом, если в помещении есть вводы, заземленные через разные контуры, ток утечки от прибора, включенного в другом помещении, может проходить через тело пациента, даже при простом подсоединении к нему приборов (без их включения), если один из этих

приборов включен в схему заземления с более низким потенциалом. Такая же ситуация может наблюдаться, если несколько приборов присоединены к заземлению последовательно. Наличие утечки в одной из частей системы приводит к повышению потенциала тех точек заземления, которые подключены к истинному заземлению за точкой утечки.

Одновременное применение двух и более электронных приборов у больного увеличивает опасность электроудара. В качестве примера рассмотрим случай, когда к пациенту одновременно подключены электрокардиограф и аппарат для диатермии — нагревания ткани и органов тела человека токами высокой частоты. При этом могут быть заземлены грудная клетка (через электрокардиограф) и нога (через аппарат для диатермии). В приборе для диатермии всегда имеются слабые токи утечки, поэтому если заземление прибора для диатермии случайно нарушается, то этот ток начинает протекать через грудную клетку пациента.

Совместное использование электрокардиографа и дефибриллятора с двумя разными земляными электродами может вызвать ожог, если заземленный электрод дефибриллятора имеет плохой контакт, и ток течет через земляной электрод кардиографа. Площадь последнего мала, что приводит к повышению плотности тока. Поэтому целесообразно использовать дефибриллятор без заземления.

Опасная ситуация может возникнуть и при совместном использовании водителя ритма с питанием от сети и электрокардиографа. В некоторых кардиографах нейтральный (земляной) провод присоединяется через резистор. При неправильном монтаже соединительной вилки силовой и нейтральный провода могут быть распаяны наоборот. При этом напряжение сети будет поступать через резистор на электрод для снятия ЭКГ, и ток пойдет на землю через заземленный электрод водителя ритма. Таким образом, необходимо, чтобы в любом случае выходные схемы водителя ритма были полностью изолированы от сети.

В конструкциях всех приборов с питанием от сети, находящихся в операционных и палатах, должны быть предусмотрены меры, обеспечивающие их нормальную работу в том случае, если на них пролита проводящая жидкость типа физиологического раствора.

При использовании диатермии могут возникать ожоги, связанные с тем, что на частотах 1—3 МГц эффективным заземлением может служить массивный металлический операционный стол. Такие случаи обширных ожогов у больных нередки в хирургических отделениях, причем часто врачи просят обслуживающий технический персонал найти неисправность в аппарате для диатермии, которой на самом деле не существует, а причина ожогов заключена в несоблюдении правил электробезопасности. В ранних моделях во избежание ожогов нейтральный электрод заземлялся непосредственно через заземление сети. Однако целесообразно для развязки от сети этого электрода использовать разделительный конденсатор, имеющий малое сопротивление на этих частотах. Для уменьшения случайно возникших потенциалов в некоторых клиниках при диатермии используются парные нейтральные электроды, что существенно уменьшает возможность ожога. Кроме того, в системе диатермии можно предусмотреть автоматическое отключение от сети в случае нарушения заземления [50].

Описаны случаи ожогов постоянным током низкого напряжения в клинике при совместном использовании кардиоскопа и плетизмографа для наблюдения за состоянием больных во время операции. Использовались стандартные отведения ЭКГ и датчик на пальце руки. После операции выяснилось, что на пальце руки и на ноге в месте крепления электрода ЭКГ наблюдаются ожоги. Анализ электрических схем кардиоскопа и плетизмографа показал, что электрод, расположенный на правой ноге, непосредственно был соединен с землей, а один вывод датчика плетизмографа через сопротивление 75 кОм замыкался на постоянное напряжение 10 В. Разъемы плетизмографа имели плохой контакт с землей. Корпуса датчиков были анодированы изготовителем, однако в месте контакта с пальцем после многократного использования анодированная пленка стерлась, и алюминиевый корпус непосредственно контактировал с кожей. При нарушенном контакте плетизмографа с землей ток проходил через тело пациента к соединенному с землей электроду ЭКГ на правой ноге. Датчик плетизмографа служил анодом, а электрод ЭКГ — катодом [134].

Этот случай и подобные ему являются примерами риска, связанного с использованием дефектных элек-

тронных приборов, который возрастает при использовании комплексов аппаратуры.

В целях безопасного использования медицинского электронного оборудования необходимо уже при его закупке учитывать стандартные требования безопасности. Стандартные требования, разработанные ранее для защиты от электростатического разряда и опасности взрыва в операционной, неприменимы к обеспечению безопасности новейшего электронного медицинского оборудования.

Согласно современным требованиям, к безопасности электромедицинского оборудования пороговой величиной тока фибрилляции для внутреннего электрода может быть ток 500 мкА, а для наружного — 70 мА. Поэтому для приборов с внутренними электродами максимальный ток утечки должен быть не более 100 мкА, а для приборов с наружными электродами — не более 500 мкА. Для обеспечения таких параметров требуется двухслойная изоляция металлических частей прибора и их заземление с максимальным сопротивлением не более 0,1 Ом. Кроме того, должны использоваться многополюсные выключатели, с помощью которых при выключении аппаратура отсоединяется и от земли, а также трансформаторы, изолирующие от земли выходные цепи приборов.

Не менее важным условием эффективной защиты является осведомленность персонала, ответственного за электронную медицинскую аппаратуру, по вопросам правильной, обеспечивающей электробезопасность эксплуатации приборов.

Целесообразно напомнить о некоторых простых правилах работы с приборами, которым часто не уделяется достаточного внимания.

1. При подозрении на неисправность необходимо немедленно отключить прибор от сети.

2. Помехи при записи данных нельзя устранять с помощью заземления пациента. Так как оборудование должно быть работоспособно в условиях, если одновременно используется несколько приборов, то заземление пациента может привести к появлению опасного пути утечки тока через тело пациента.

3. Если заземление необходимо, оно должно быть единственным (исключение составляет заземление двумя нейтральными электродами при диатермии).

4. Заземление на трубы отопления и водопровода нельзя считать удовлетворительным, поскольку всегда есть вероятность, что в другом помещении на эту же трубу заземлен прибор со значительной утечкой тока.

5. Если одновременно используется несколько приборов, они должны иметь общую точку заземления. Нельзя подключать эти приборы к заземлению последовательно. Когда ряд приборов заземляется один на другой и затем оба конца прибора заземляются на общую точку, образуется «петля» заземления, по которой циркулируют токи утечки.

6. Замена патронов, вилок и других соединителей должна производиться только специалистами, хотя на первый взгляд эта работа кажется достаточно простой.

7. В случаях, когда сетевое электропитание прибора не является необходимостью или есть возможность использовать неэлектрический прибор (например, механический отсос вместо электрического), рационально отдать предпочтение батарейному питанию или механическому приводу.

8. В приборах, непосредственно связанных с пациентом, предпочтительно использовать питание от батарей.

Поражение током обычно вызвано некачественным заземлением и наличием утечки. Поэтому необходим их периодический контроль. Сопротивление системы заземления не должно превышать 0,1 Ом. Для проверки аппаратуры на наличие утечки обычно используется следующая методика: сопротивление 1 кОм подсоединяется между корпусом прибора и землей: напряжение на нем измеряется ламповым вольтметром. Если падение напряжения на этом сопротивлении, имитирующем тело пациента, составляет 10 мВ, то, следовательно, ток равен 10 мкА. Такой контроль работы аппаратуры должен производиться периодически в каждой клинике инженером по технике безопасности.

Для отделений интенсивной терапии, где риск поражения пациента током повышен, целесообразно использовать средства, предупреждающие о появлении сильной утечки тока или нарушении заземления. В качестве индикатора утечки тока могут использоваться катушки индуктивности, через которые проходят сетевой и нейтральный провода питания приборов. Если токи в этих проводах одинаковы, то напряжения, наведенные в индуктивностях, взаимно уничтожаются и ток через вто-

ричную схему равен нулю. Однако если в аппаратуре имеется утечка, то ток, идущий по нейтральному проводу, уменьшается, между катушками появляется разность напряжений, во вторичной схеме начинает течь ток, и срабатывает индикатор утечки. Промышленностью США выпускаются такие индикаторы, рассчитанные на разность токов 200 мА. Однако для применения в клиниках эти устройства должны быть значительно более чувствительными; повышение же чувствительности сопровождается у этих устройств значительным снижением их помехоустойчивости, и они могут срабатывать просто от включения другой аппаратуры.

Для контроля качества заземления используется устройство, которое подает сигнал в случае, если сопротивление заземления превышает определенный уровень. Применение приборов такого типа для каждого ввода сети может в определенной степени решить проблему безопасности пациента. Существуют и другие меры обеспечения безопасности пациента, при которых используются вспомогательные электронные системы, полностью изолирующие электроды — наружные и внутренние — от усилительной и регистрирующей аппаратуры.

В Национальном институте здравоохранения США разработана методика электроизоляции пациента, которая является частью программы построения специального ЭКГ оборудования. На основе этой методики был создан переходник для полной изоляции электродов пациента от последующих схем. При этом предполагается, что пациент подвергается опасности поражения электротоком в случае утечки тока или короткого замыкания в схеме, при котором возникают смертельно опасные токи между электродами. Для гарантии безопасности пациента необходимо рассмотреть оба эти случая. В переходнике используется пассивная схема ограничения тока входных усилительных каскадов до достаточно низкой величины. Она включает балластное сопротивление 1 кОм и шунтирующие кремниевые диоды, включенные навстречу друг другу, так что напряжение на их переходе и, следовательно, на входных клеммах усилителя ограничено величиной $\pm 0{,}6$ В. В переходнике имеются, кроме того, резисторы, ограничивающие ток между электродами до величины 3,5 мкА. При этом полезный токовый сигнал, соответствующий типичному сигналу ЭКГ, падает до нескольких наноампер; поэтому для уси-

ления этих сигналов нужны усилители с очень высоким входным сопротивлением (например, усилители с входными каскадами на полевых транзисторах). Для подавления синфазной помехи используется стандартная техника дифференциального усиления [152].

Существуют и другие методы электроизоляции пациента, в которых осуществляется развязка по постоянному току электродов, подключенных к пациенту, и последующих электронных схем. Возможно, например, преобразование сигнала ЭКГ в частотно-модулированную форму с последующим использованием трансформаторной связи на входе усилителя. Весьма перспективным представляется использование для указанных целей оптоэлектрических устройств (объединяющих светоизлучающие и светочувствительные элементы, скажем, неоновая лампа — фоторезистор или светодиод — фототранзистор). Работу подобных устройств можно описать следующим образом. Ток, текущий через светоизлучающий диод, модулируется сигналом ЭКГ. Эта часть схемы, непосредственно связанная с электродами, может питаться от батарей. Модулированный световой поток, излучаемый светодиодом, воспринимается фототранзистором, преобразуется в изменения электрического сигнала, который затем усиливается до необходимой величины. Связь между частью схемы, связанная с электродами и усилительной частью, питаемая от сети — оптическая, причем легко добиться надежной изоляции элементов оптоэлектрической пары, а значит, практически полностью отделить по постоянному току электроды и последующий усилитель. В известном переходнике подобного типа [152] при нормальной работе максимальный ток утечки значительно меньше 1 наноампера, а напряжение пробоя изолятора составляет не менее ±5 кВ. Частотная характеристика переходника имеет диапазон 0—50 Гц, линейность характеристики переходника составляет ±1%. Используемая ртутная батарея обеспечивает около 300 ч непрерывной работы переходника.

Для обеспечения полной электробезопасности пациента существенно также ограничить ток, который может протекать между электродами. Для этой цели предлагается использовать шунтирующие диоды, включенные таким образом, чтобы ограничить ток для обеих полярностей напряжения, которое случайно может попасть на электроды. Подобные схемы обеспечивают безопас-

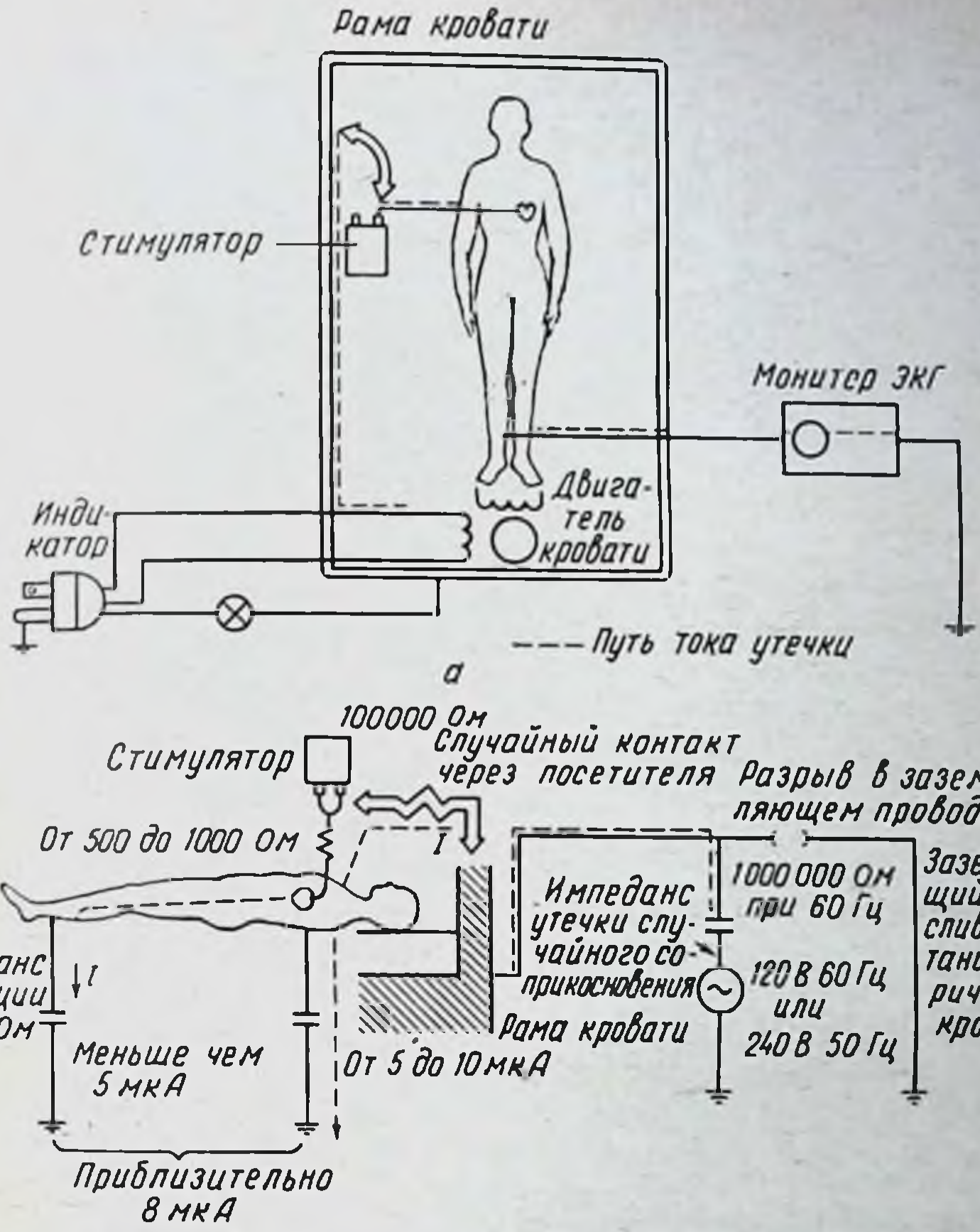


Рис. 57.

а — пример опасной ситуации при использовании кровати с электродвигателем; *б* — схема прохождения тока при использовании кровати с электродвигателем, когда входы приборов изолированы от земли (сопротивление изоляции 25 МОм).

ность пациента даже в том случае, если он имеет заземленный электрод, а на другой по ошибке подается напряжение сети.

При использовании шунтирующих диодов форма сигнала ЭКГ не изменяется. Преимущество диодов перед обычными предохранителями в том, что они мгновенно реагируют на изменение тока, тогда как обычные предохранители инерционны. Небольшие размеры этих ограничивающих диодов позволяют широко использовать их в миниатюрной аппаратуре.

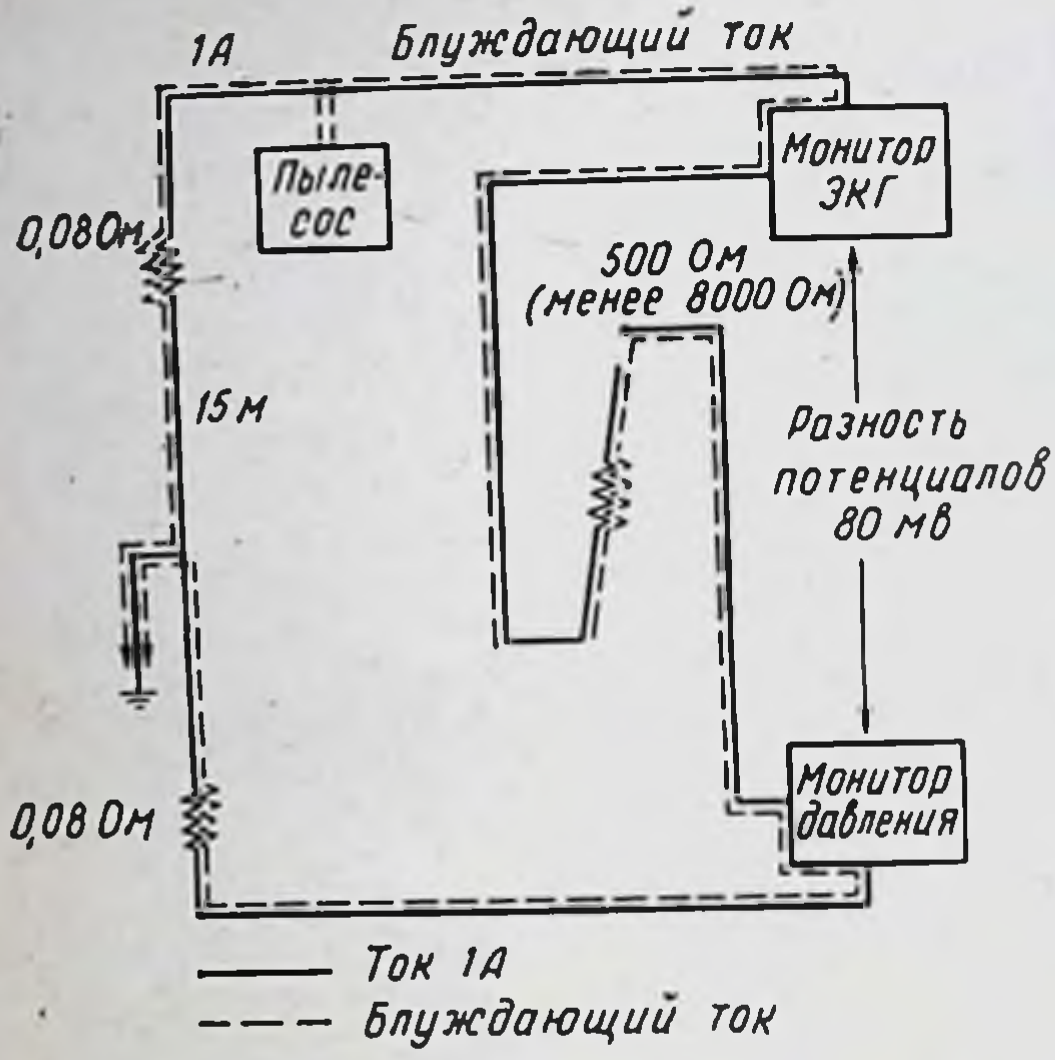


Рис. 58. Блок-схема опасной ситуации. Риск связан с использованием неисправных приборов.

Рассмотрим дополнительно несколько примеров опасных ситуаций, которые могут возникнуть при использовании электронной аппаратуры в клинике.

Пример 1. На рис. 57, *а* схематически представлена ситуация, в которой через сердце пациента проходит ток 100 мкА, т. е. выше порога фибрилляции. У кровати с электроприводом нарушено заземление двигателя. Поэтому из-за емкостной связи между рамой кровати и первичной обмоткой двигателя на раме создается некоторая разность напряжений. Врач, случайно касаясь рамы кровати, при включенном блоке контроля ЭКГ и водителе ритма создает условия, при которых ток утечки проходит через тело пациента (показано пунктиром).

Если же входные цепи электрокардиографа изолированы от земли (рис. 57, *б*), безопасность пациента обеспечена. В той же ситуации, если сопротивление изоляции составляет 25МОм, ток утечки через сердце пациента — менее 5 мкА.

Пример 2. На рис. 58 представлен случай, когда дефектный пылесос включен в ту же сетевую розетку, что и ЭКГ-монитор пациента. Кабель питания пылесоса имеет три жилы, одна из которых служит для заземления его корпуса. В обмотки двигателя пылесоса проникает пыль и влага, создается короткое замыкание обмотки на корпус. На корпусе в этом случае может возникнуть полный потенциал сети, поэтому он всегда заземляется.

Рассмотрим случай, когда пылесос еще не вышел из строя, но в результате частичной неисправности ток величиной 1 А, текущий по кабелю питания, течет и по шине заземления пылесоса. Сопротивление кабеля длиной 15 м составляет только 0,08 Ом. Если ЭКГ-монитор включен в тот же вывод сети, то между земляным проводом монитора и пылесоса возникает разность потенциалов и через тело пациента течет ток.

Пациент в палатах интенсивной терапии подвергается опасности электроудара при использовании электродов и катетеров, проводимых внутрь магистральных сосудов или непосредственно в камеры сердца. В этом случае целесообразно использовать приборы, входные схемы которых полностью изолированы от сети и от схемы заземления. Блок-схема системы интенсивного наблюдения с полной изоляцией входных схем с помощью двух изолирующих трансформаторов приведена на рис. 59. Отметим, что использование подобных схем приводит к значительному удорожанию систем интенсивного наблюдения.

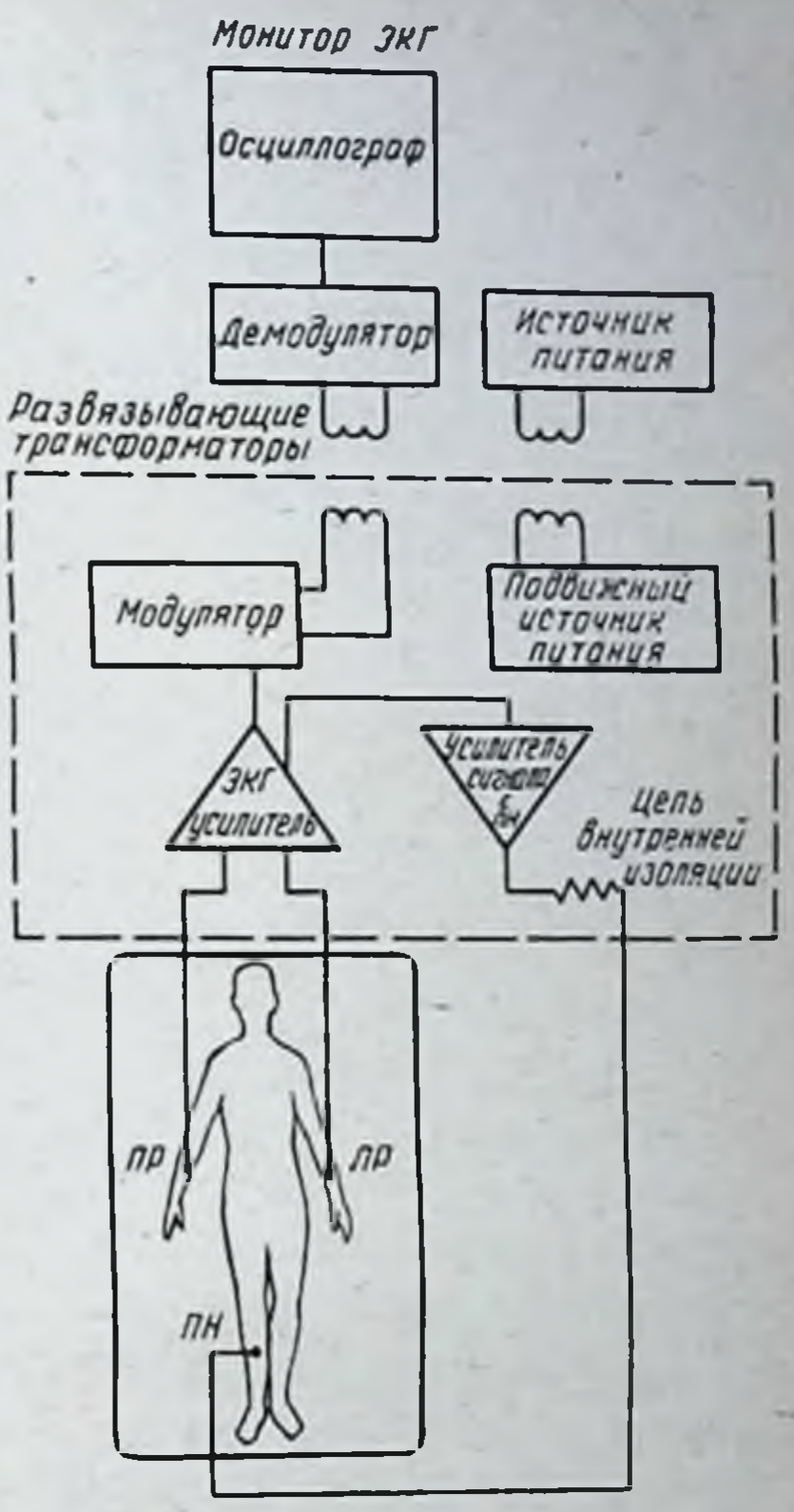


Рис. 59. Блок-схема монитора с изолированным выходом.

пр — правая рука; *лр* — левая рука; *пн* — правая нога.

Поскольку расстояние между различными узлами приборов ограничено, существует паразитная емкость между изолированной и заземленной частью схемы, а, следовательно, и емкостные токи утечки, которые необходимо учитывать. Современные методы позволяют увеличить до 10 МОм сопротивление изоляции на частоте 50—60 Гц.

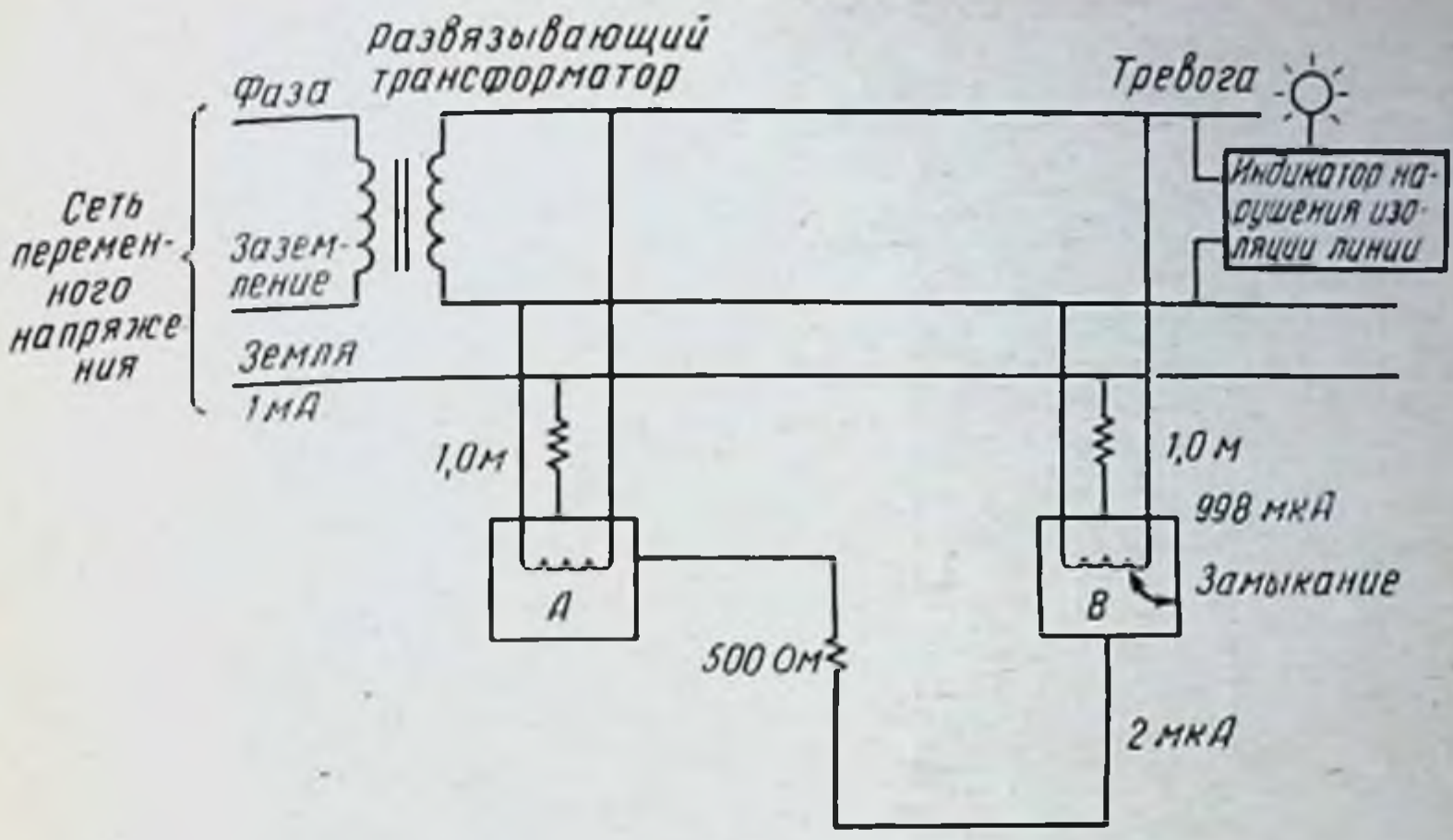
При использовании приборов с изолированными входными схемами полностью устраняется прохождение тока через тело пациента, однако этот метод изоляции существенно усложняет конструкцию приборов. Поэтому во многих системах целесообразно использовать более простые средства, например изоляцию пациента от сети с помощью специальных трансформаторов, устраняющих низковольтные потенциалы на электродах.

Если предположить, что кончик введенного катетера или электрода может быть случайно заземлен, и принять, что сопротивление между катетером и кожей пациента составляет примерно 500 Ом, то становится необходимым ограничить разность потенциалов между кончиком электрода и корпусом любого из приборов вблизи пациента величиной порядка 5 мВ (ток не более 100 мкА).

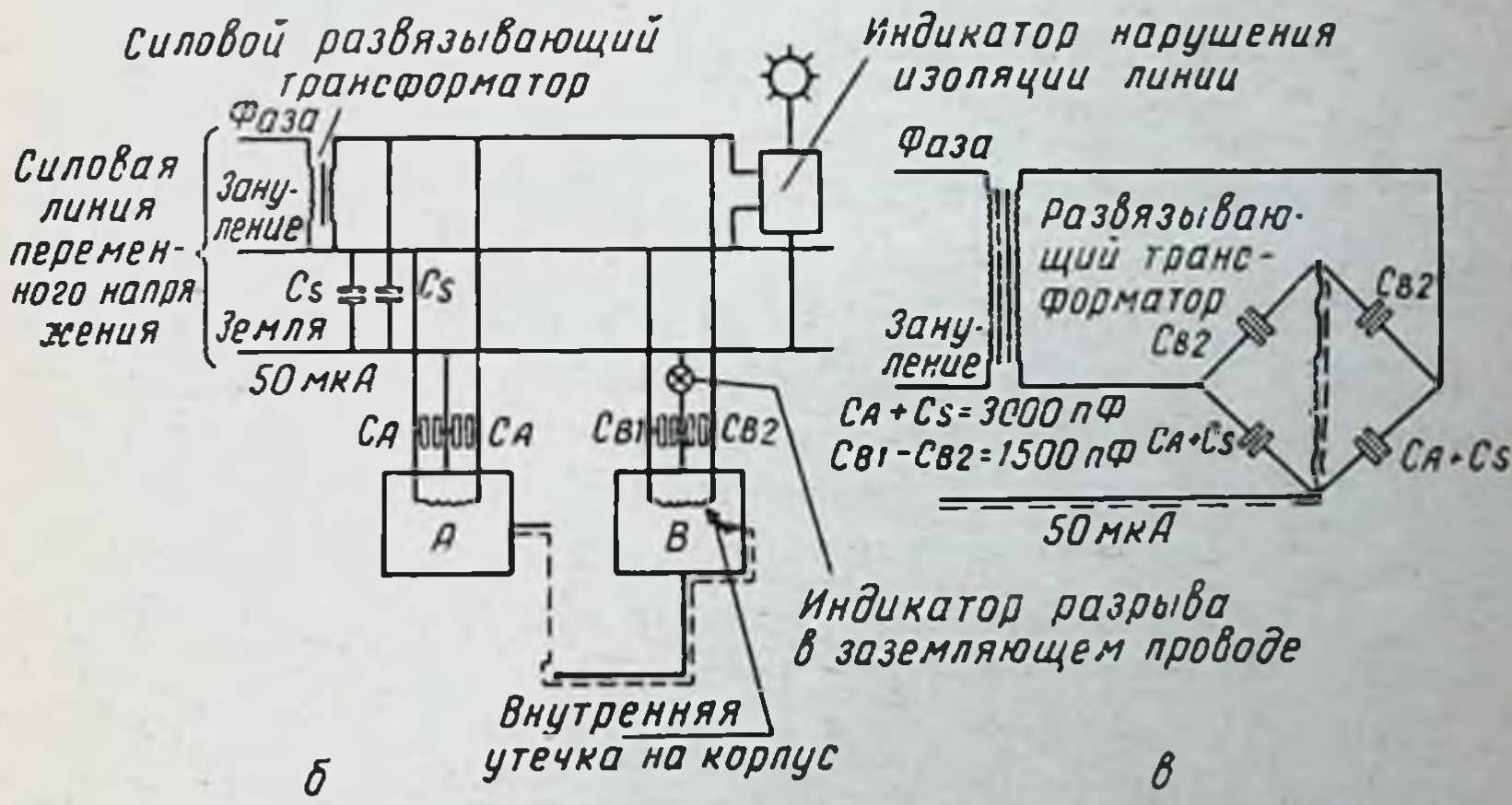
При этом, если ток утечки прибора составляет только 5 мА, а сопротивление заземления около 1 Ом, то появляющийся потенциал 5 мВ на корпусе прибора уже близок к опасному пределу. Более того, если в результате нарушения изоляции напряжение сети будет подано на землю, результирующий ток достигнет нескольких ампер, прежде чем сработает предохранитель прибора, что может вызвать увеличение потенциала земляной шины до нескольких вольт, что абсолютно недопустимо вблизи пациента с заземленным внутренним катетером. Для уменьшения этих потенциалов следует использовать изолирующие трансформаторы и трехжильные сетевые кабели, имеющие активный, нейтральный и земляной провода. В сетевом изоляционном трансформаторе нейтральный и активный провод изолированы от земли. Ток, который может течь на землю при коротком замыкании, ограничивается емкостью утечки трансформатора и не превышает нескольких миллиампер. При этом также существенно возрастает степень безопасности обслуживающего персонала, в особенности в условиях операционной, где заземлено все токопроводящее оборудование. В систему с изолирующими трансформаторами может быть включено специальное автоматическое устройство для измерения изоляции, которое подает сигнал тревоги, если сопротивление между сетевыми проводами и земляной шиной становится менее 60 кОм (рис. 60).

Изолирующие трансформаторы также повышают степень электробезопасности пациента, если используются приборы с заземленными имплантируемыми электродами. Но в этом случае пациент не защищен от нарушений в системе заземления. Поэтому периодический контроль качества заземления необходимо проводить перед каждым включением оборудования.

Пример 3. Рассмотрим случай, когда к пациенту подключены два прибора А и В с питанием через изолирующие трансформа-



а



б *в*

Рис. 60.

а — пример опасной ситуации при использовании системы с изолирующим (развязывающим) трансформатором; *б* — нарушение заземления в системе изолирующим трансформатором; *в* — схема прохождения тока при нарушении заземления в системе с изолирующим трансформатором.

торы (рис. 60, *а*). Предположим, что внутренний сердечный катетер соединен с корпусом прибора А, а электрод ЭКГ — с корпусом прибора В. Приборы А и В имеют общую земляную точку, сопротивление заземляющего провода равно 1 Ом, а сопротивление пациента — 500—1000 Ом. Изолирующий трансформатор ограничивает ток короткого замыкания до 1 мА, в этом случае через тело пациента будет течь ток только 2 мкА.

Несмотря на то что изолирующие трансформаторы существенно повышают степень безопасности пациента,

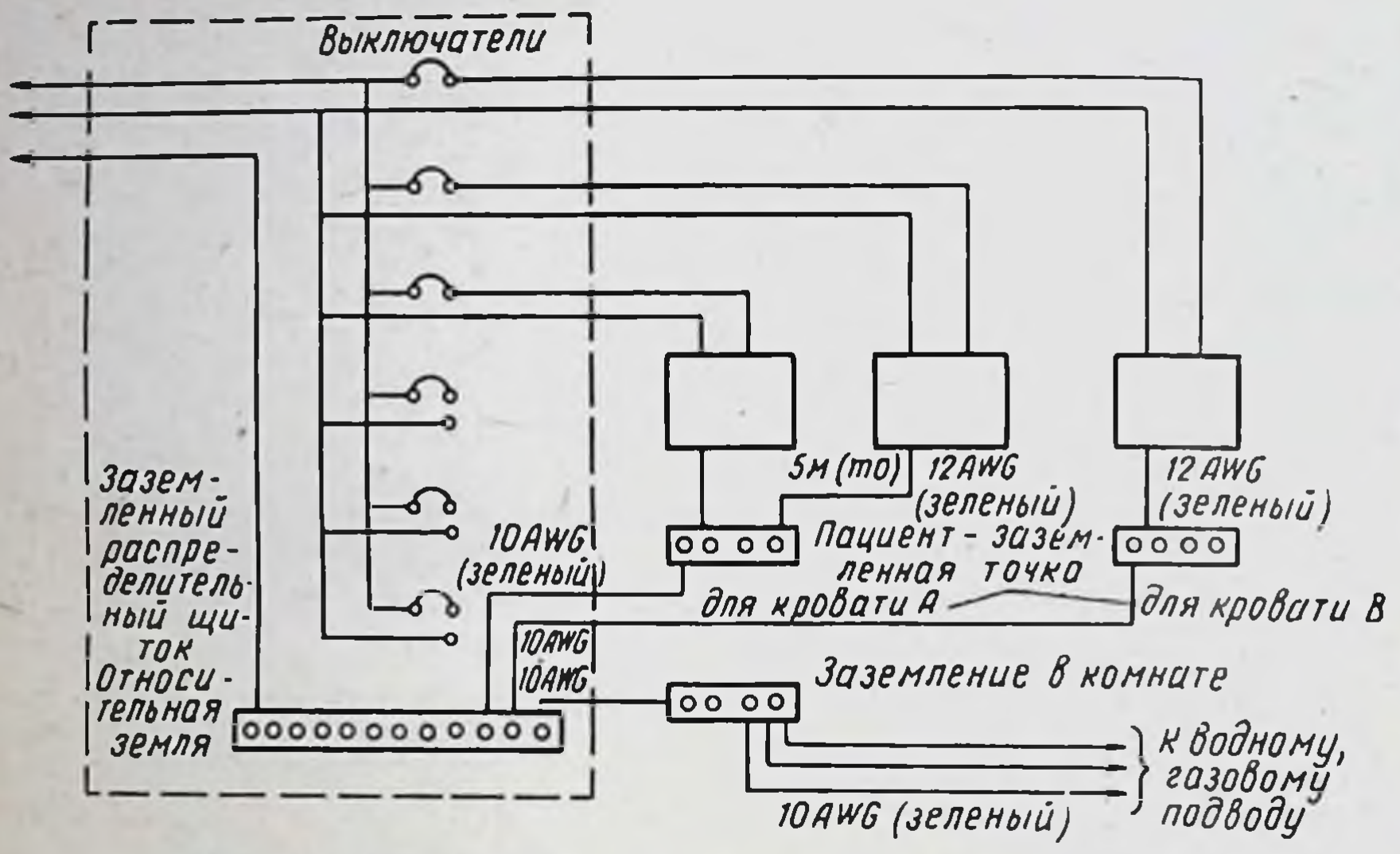


Рис. 61. Схема обеспечения безопасности больного.

повреждения, связанные с нарушением заземления в кабеле питания с помощью трансформаторов не устраняются. В случае, описанном выше, пациент подвергается опасности, поэтому нужно учитывать возможность одновременного нарушения заземления внутри прибора и в кабеле питания. В данном случае (рис. 60, *б*) с пациентом соединены два прибора, причем электрод водителя ритма заземлен на корпус прибора А, а другая точка тела — на корпус В.

Как правило, приборы такого типа имеют фильтры, которые предназначены для подавления высокочастотных помех и соединены с кабелем питания и корпусом (Са и Св на рисунке). Кроме того, Cs — емкость рассеяния между силовыми кабелями и землей также играет существенную роль. Если заземление прибора В нарушено, то ток утечки потечет через тело пациента, которое становится как бы диагональю мостовой схемы (рис. 60 *в*). Величина этого тока определяется емкостью Са, Cs и Св. Если Са и Cs составляют 3000 пф, а Св — 1500 пф, то ток через тело пациента составит 50 мкА и представляет непосредственную опасность. Поэтому необходимо, чтобы все проводящие поверхности вблизи пациента имели одинаковый потенциал. Для этого предлагается система заземления (рис. 61), в которой каждая кровать имеет точку заземления пациента. В общую

систему входит заземление оконных рам, водопроводных труб, коммуникаций и т. д. во всей палате. При использовании такой системы все катетеры и электроды пациента должны быть изолированы, т. е. подключаться к приборам с изолированным входом. Эти электроды и катетеры также должны иметь изолирующее покрытие, чтобы избежать их случайного заземления персоналом. Подобная общая система эквипотенциального заземления необходима в каждом медицинском учреждении, а ее качество должно периодически контролироваться специалистами.

Электроудар в современных лечебных учреждениях может являться результатом не только повреждения оборудования, но и ошибочных действий персонала. Поэтому особое внимание должно уделяться соответствующей подготовке персонала, работающего с электронным оборудованием.

7—4. Описательная безопасность (условия, при которых работа с оборудованием безопасна)

Важнейшим элементом описательной безопасности являются испытания электронного оборудования, используемого в медицинской практике.

Рутинная процедура проверки оборудования на электрическую безопасность в лечебном или экспериментальном подразделении современных медицинских учреждений должна включать следующие этапы:

I. Проверка качества оборудования.

А. Наружное обследование:

1) проверка силовых кабелей и разъемов;
2) проверка предохранителей и прерывателей;
3) проверка работоспособности детекторов повреждений и сигнализаторов;
4) проверка переключателей, ручек управления, соединителей и т. д.;
5) проверка соединителей для кабелей и датчиков пациента.

Б. Внутреннее обследование:

1) наличие фильтров в первичной силовой обмотке трансформаторов;
2) соответствие рабочих напряжений деталей напряжению сети;
3) проверка качества деталей;

4) проверка изоляции корпуса;
5) наличие электростатического экрана трансформатора;
6) контроль величины сопротивления между активными компонентами и выводами к пациенту.

II. Проверка работоспособности оборудования:

А. Измерение тока утечки — постоянного и переменного (между выводами к пациенту и корпусом, между выводами и землей).

Б. Проверка изоляции выхода прибора от шасси (высоким напряжением).

В. Измерение потенциалов на выходах к пациенту во время работы прибора и при его выключении.

Г. Измерение сопротивления между схемой и «землей».

Д. Измерение напряжения и тока срабатывания защитных устройств и предохранителей.

Е. Определение величины высокочастотной наводки.

Принимая во внимание, что вопросы испытания на безопасность электронного оборудования в медицинской литературе слабо освещены, целесообразно в сокращенном виде привести один из вариантов методики, например, рекомендуемый МЭК (Международной электротехнической комиссией). Такие специализированные испытания, в отличие от рутинных (которые необходимо проводить регулярно в каждом медицинском учреждении), должны проводиться с участием компетентных организаций, являются типовыми и не производятся повторно. Все компоненты испытуемого оборудования должны выдерживать воздействия, имеющие место при испытаниях, и удовлетворять требованиям соответствующего раздела рекомендаций МЭК.

Желательно испытывать оборудование в самых неблагоприятных рабочих ситуациях, допустимых техническими условиями, в части: регулируемых параметров оборудования, величины, частоты и типа питания, полярности (при питании постоянным током), сменных приспособлений, блоков и элементов.

Когда на результатах испытаний сказывается температура окружающего воздуха, помещения, в котором

проводится испытание, нагревается до 20±2°С, а оборудование укрывается от сквозняков.

Напряжение питания, используемое во время испытаний, не должно изменяться более чем на ±0,5% от установленной величины. Форма колебаний питающего напряжения не должна отличаться от синусоидального больше чем на 5%.

Оборудование, предназначенное для использования в комбинации с определенным типом источника питания (напряжение, емкость, сопротивление изоляции относительно земли и т. д.), испытывается вместе с указанным источником питания.

Испытательное напряжение не должно отличаться от номинального более чем на ±2%, если оно ниже 1000 В переменного тока или 1500 В постоянного, и на ±3%, если выше указанных величин. Прежде чем начать испытание, оборудование проверяют в работе на номинальном напряжении для того, чтобы удостовериться в его рабочем состоянии, соблюдая при этом инструкцию по эксплуатации. Для проверки требуется период в 24 ч.

Во время испытаний запрещается производить ремонт или какие-то изменения, если они не требуются в нормальных условиях испытаний.

Необходимо особенно подчеркнуть, что ремонт, замена частей и модификация (усовершенствования) не должны снижать безопасности оборудования. Отремонтированные и установленные части должны удовлетворять тем же требованиям, что и выпускаемое оборудование. Ответственность за ремонт, модификацию и добавления ложится на лицо, их производящее.

Таким образом, испытания на безопасность электронного медицинского оборудования — далеко не формальное мероприятие, а большая планомерная работа, которая должна вестись не только предприятиями-изготовителями, но и потребителями, т. е. всеми медицинскими учреждениями самостоятельно (в крупных центрах — техническими службами) или с помощью специальных компетентных организаций (в более мелких стационарах, поликлиниках, лабораториях). Соблюдение комплексных требований к электробезопасности медицинского оборудования является надежным залогом профилактики серьезных осложнений.

ЛИТЕРАТУРА

1. *Амосов Н. М., Попов А. Л., Шульга В. А.* Автоматизированная система обработки медицинских данных. Киев, «Наукова думка», 1971.
2. *Анисимов Б. В.* Устройства подготовки данных для электронных вычислительных машин. М., «Машиностроение», 1972.
3. *Ахутин В. М.* Автоматизированные информационные и управляющие комплексы медицинского назначения. — В кн.: Информационные материалы научного совета АН СССР по комплексной проблеме «Кибернетика». М., 1972.
4. *Бабский Е. Б., Серин А. М.* Основные результаты разработки и внедрения радиотелеметрической аппаратуры для исследования внутренних органов в пищеварительном тракте. — В кн.: 4-я Всесоюзная конференция по биологической и медицинской электронике. Свердловск, 1972, с. 32.
5. *Баевский Р. М.* Некоторые проблемы прогнозирования состояния человека в длительном космическом полете в связи с изучением биоритмов. — В кн.: Автоматизация, организация, диагностика. М., «Наука», 1971, ч. 2, с. 708—717.
6. *Байда Л. И., Добровольский Н. С., Душин Е. М.* Электрические измерения. М., «Энергия», 1973.
7. *Балицкий С. П.* Высокостабильный емкостный дифференциальный преобразователь давления. — В кн.: Материалы 14-й научной технической конференции, посвященной Дню радио и связиста. Л., 1971.
8. *Балуев Э. П., Дадашев Р. С., Парашин В. Б.* Основные виды и источники погрешностей измерения медико-биологических величин при диагностике. — В кн.: Материалы Всесоюзного семинара-совещания «Физические методы и вопросы метрологии биомедицинских измерений». М., 1970, с. 57—59.
9. *Баубине А., Лосинскене Л., Рашимас А.* Об использовании ЭВМ «Минск-22» для кодирования электрокардиограмм по Миннесотскому коду. — В кн.: Кардиология. Материалы 3-й Конференции научного общества кардиологов Литовской ССР. Каунас, 1972, с. 512—514.
10. *Блюмен А. Л.* Методы повышения достоверности физиологической информации в системе интенсивного медицинского контроля. Дис. канд. М., 1973.
11. *Бредикис Ю. Ю.* Очерки клинической электроники. М., «Медицина», 1974.
12. *Буш А. В., Бураковский В. Н., Штарк М. Б.* Принципы построения и функционирования систем автоматизации медико-биологических исследований. — В кн.: Автоматизация научных исследований на основе применения ЭВМ. Новосибирск, изд.-во СО АН СССР, 1974.
13. *Быховский М. Л., Вишневский А. А.* Кибернетические системы в медицине. М., «Наука», 1971.
14. *Валужене Н., Витенштейнас Г.* Запись ЭКГ в искусственных отведениях. — В кн.: Кардиология 1972. Каунас, 1972, с. 517.
15. *Валужис К. К., Рашимас А. П.* Выделение изоэлектрической линии ЭКС.— В кн.: Биологическая и медицинская электроника.

Материалы 4-й Всесоюзной конференции. Свердловск, 1972, ч. 2, с. 114—115.
16. *Вайнорас А., Витенштейнас Г.* Описание структуры последовательности комплексов ЭКГ при автоматической диагностике нарушений ритма и проводимости сердца. — В кн.: Кардиология 1972. Материалы 3-й Конференции Научного общества кардиологов Литовской ССР. Каунас, 1972, с. 514—517.
17. *Васин Ю. Г., Громов В. П., Купоров С. Я.* Автоматизированная система обработки электрокардиограмм. — В кн.: Некоторые проблемы биологической кибернетики. Л., «Наука», 1972, с. 363—372.
18. *Васильева Т. С., Жуковский В. Д., Червяков М. Е.* Современная электроника в медицине (методическое пособие для студентов и врачей). М., изд-во I Моск. мед. ин-та, 1971.
19. *Вишневский А. А., Быховский М. Л., Виноградов В. В.* Опыт применения кибернетической системы для дифференциальной диагностики клинико-анатомических форм острого панкреатита. — «Экспер. хир.». 1972, № 6, с. 31.
20. *Галушкин А. И.* Синтез многослойных систем распознавания образов. М., «Энергия», 1974.
21. *Гублер Е. В.* (ред.). Проблемы вычислительной диагностики. Л., «Наука», 1969.
22. *Гуд Г. Х., Макол Р. Э.* Системотехника. Введение в проектирование больших систем. М., «Советское радио», 1962.
23. *Гурарий К. Н., Двойрин В. В., Чаклин А. В.* Вопросы применения ЭВМ в решении некоторых задач организации противораковой борьбы. — В кн.: Автоматизация, организация, диагностика. М., «Наука», 1971, ч. 2, с. 600—605.
24. *Гуткин Л. С.* Теория оптимальных методов радиоприема при флюктуационных помехах. М., Госэнергоиздат, 1961.
25. *Дадашев Р. С., Мурашов Е. Н.* Принципы построения на базе ЦВМ автоматизированной системы испытаний средств биомедицинских измерений. — В кн.: Физические методы и вопросы метрологии биомедицинских измерений. М., изд-во ВНИИИ физ.-тех. и радиотех. измерений, 1972, с. 24—26.
26. *Дворяковский В. А.* Современные проблемы производства и применения медицинской техники в Советском Союзе. — «Мед. техника», 1972, № 6, с. 3—6.
27. *Довженко Ю. М., Моисеев А. А., Кулев К. И.* Комплекс аппаратуры для регистрации физиологической информации на магнитной ленте. — В кн.: 2-й Всесоюзный академический симпозиум по применению математических методов и вычислительной техники в медико-биологических исследованиях. Обнинск, 1971, с. 205—206.
28. *Егерман Е. Б.* Микроэлектроника и перспективы ее использования в радиоэлектронной медицинской аппаратуре. — «Мед. техника», № 6, с. 51—56.
29. *Жуковский В. Д.* Технический кругозор врача. — «Известия», 23 февраля 1972 г.
30. *Звегинцев В. Н.* Принципы автоматического распознавания текущего функционального состояния организма. Дис. канд. М., 1971.
31. *Звегинцев В. Н.* Принципы построения информационных систем оперативного врачебного контроля. — В кн.: Автоматизация, организация, диагностика. М., «Наука», 1971, ч. 2, с. 730—739.

32. *Иванников Ю. Г.* Использование ЭВМ при стереотаксических операциях на головном мозге. Л., «Медицина», 1969.
33. *Кабатов Ю. Ф., Славин М. Б.* Вероятностно-статистические методы медицинских исследований и надежность медицинской аппаратуры. М., «Медицина», 1971.
34. *Кабатов Ю. Ф.* Моделирование в медицинской технике. — «Мед. техника», 1972, № 6, с. 19—23.
35. *Карандеев К. Б.* Специальные методы электрических измерений. М., Госэнергоиздат, 1963.
36. *Кедров Б. М.* Классификация наук и соотношение общественных и технических наук. — В кн.: Взаимосвязь технических и общественных наук. Л., 1972, с. 11—15.
37. *Клементьев М. М.* Микроэлектроника в медицине. — «Электронная промышленность», 1970, № 1, с. 22.
38. *Коробков А. И.* К вопросу определения оптимальных параметров систем подзарядки имплантируемых электростимуляторов. — «Мед. техника», 1971, № 5, с. 31—34.
39. *Королькова В. И.* Электробезопасность на промышленных предприятиях. М., Оборонгиз, 1962.
40. *Корсакас С., Шабанас В.* Выбор кардиоцикла для контурного анализа ЭКГ. — В кн.: Кардиология 1972. Каунас, 1972, с. 539—540.
41. *Косицкий Г. И.* Звуковой метод исследований артериального давления. М., Медгиз, 1959.
42. *Костюченко А. Л., Волков Ю. Н., Звегинцев В. Н.* Кибернетические аспекты оценки состояния больного в практической легочной хирургии. — В кн.: Развитие физиологического приборостроения для научных исследований в биологии и медицине. М., изд-во ВНИИХАИ, 1968.
43. *Крупник П. Б., Попов Е. И., Андреев А. Г.* Экономическая оценка новой медицинской техники. — «Медицинская техника», 1973, № 4, с. 36—40.
44. *Кузин М. И., Ливенцев Н. М., Жуковский В. Д.* Микроминиатюризация и надежность систем интенсивного наблюдения за больными. — В кн.: 2-й Всесоюзный симпозиум по применению математических методов и вычислительной техники в медико-биологических исследованиях. Обнинск, 1971, с. 169.
45. *Кузин М. И., Абрамов А. С., Слащинин М. С.* Аппаратура для передачи ЭКГ по телефонной сети на интегральных схемах. — В кн.: Тезисы докладов Всесоюзной научной конференции «Основные задачи микроэлектроники и области ее применения». М., изд-во МИФИ, 1972, с. 118—119.
46. *Ларионов А. М.* (ред.) Единая система ЭВМ. М., «Статистика», 1974.
47. *Лауцевичус Л., Ступелис И., Суткене С.* Попытка оптимизировать лечение по состоянию больных инфарктом миокарда в палате интенсивного наблюдения. — В кн.: Кардиология 1972. Каунас, 1972, с. 79—81.
48. *Лахно Т. Н.* Основные принципы построения автоматизированной информационно-поисковой системы по медицинской технике. — «Мед. техника», 1972, № 6, с. 33—37.
49. *Лебедь Н. Н.* Электронное устройство для длительных исследований ритма дыхания. — В кн.: Биологическая и медицинская электроника. Материалы 4-й Всесоюзной конференции. 1972, ч. 2, с. 97—98.

50. *Ливенсон А. Р.* Некоторые вопросы электробезопасности электролечебной аппаратуры.—«Мед. техника», 1973, № 5, с. 15—19.
51. *Ливенцев Н. М.* Курс физики для медвузов. М., «Высшая школа», 1974.
52. *Ливенцев Н. М., Ливенсон А. Р.* Электромедицинская аппаратура. М., «Медицина», 1974.
53. *Матусова А. П., Бубель М. С., Чистякова Л. Г.* Материалы по автоматической диагностике и прогнозированию ишемической болезни сердца.— В кн.: Кардиология 1972. Каунас, 1972, с. 541—544.
54. *Мисюк Н. С.* Элементы автоматизации диагностического процесса в невропатологии. Минск, «Беларусь», 1970.
55. *Моисеева Н. И.* К вопросу о роли ЭВМ в процессе диагностики и о «стоимости» машинного диагноза. — В кн.: Применение ВТ и математических методов в здравоохранении и медицинской науке (3-е Всесоюзное совещание). М., 1970, с. 124—126.
56. *Морозов В. К.* О сущности системного подхода к решению сложных задач практики и о проблемах больших систем. — В кн.: Большие системы. Теория, методология, моделирование. М., «Наука», 1971.
57. *Нестерихин Ю. Е., Золотухин Ю. Н., Искольдский А. М.* Принципы организации систем автоматизации научных исследований. — В кн.: Автоматизация научных исследований на основе применения ЭВМ. Новосибирск, изд-во СО АН СССР, 1974, с. 87—93.
58 *Парин В. В., Баевский Р. М.* Введение в медицинскую кибернетику. Москва — Прага, «Медицина», 1966.
59. *Петровский Б. В., Шумаков В. И., Новосельцев В. Н.* Использование математических моделей в целях контроля и управления функциями организма в условиях искусственного жизнеобеспечения. — В кн.: Управление и информационные процессы в живой природе. М., «Медицина», 1971, с. 238—240.
60. *Покровский Б. А., Белькевич В. И.* О методологических основах и критериях формирования комплексов медицинской техники.— «Мед. техника», 1972, № 6, с. 30—33.
61. *Пекарский М. Д.* Научно-техническое сотрудничество Советского Союза со странами — членами СЭВ в разработке и производстве изделий медицинской техники. — «Мед. техника», 1972, № 6, с. 16—19.
62. *Пупко И. Д.* Исследование возможности создания специализированного вычислительного устройства для массового электрокардиографического обследования населения. Дис. канд. М., 1969.
63. *Пинскер И. Ш., Цукерман Б. М.* Современные направления исследований в области теории электрокардиографии и автоматического анализа электрокардиограмм. — В кн.: Моделирование и автоматический анализ ЭКГ. М., «Наука», 1973, с. 3—12.
64. *Рашимас А. П.* Автоматическое распознавание комплексов ЭКГ.— В кн.: Кардиология 1972. Каунас, 1972, с. 554.
65. *Розенблат А. В.* Совершенствование одноканальных систем для динамической биорадиотелеметрии биопотенциалов сердца и мозга. — В кн.: Материалы 4-й Всесоюзной конференции по биологической и медицинской электронике. Свердловск, 1972, с. 16.

66. *Рыбаков А. М.* Оценка устойчивости систем для биоэлектрических исследований к внешним электрическим синфазным помехам. — «Мед. техника», 1972, № 3, с. 18—22.
67. *Савицкий Н. Н.* Некоторые методы исследования и функциональной оценки системы кровообращения. М., Медгиз, 1956.
68. *Серенко А. Ф.* Предисловие к переводу тематического выпуска «Автоматизация и служба здравоохранения. Труды инженеров по электротехнике и радиоэлектронике». М., «Мир», 1969, № 57, 116, с. 3—4.
69. *Смирнов И. П.* Организующая функция медицинской техники в здравоохранении. — «Мед. техника», 1972, № 6, с. 7—11.
70. *Смирнов И. П.* Перспективы развития медицинской техники в свете решений XXIV съезда КПСС. — «Материалы научной сессии, посвященной 25-летию ВНИИМИО». М., 1962.
71. *Смирнов И. П., Шнепс-Шнеппе М. А.* Медицинская системотехника. — М., «Медицина», 1972.
72. *Судариков Л. Г.* Критерии и задачи автоматизированной системы планирования и управления здравоохранением в зависимости от иерархии применения вычислительных устройств. — В кн.: Применение вычислительной техники и математических методов в здравоохранении и медицинской науке. М., изд-во МЗ СССР, 1970, с. 84—90.
73. *Сыромолотов А. И., Пашковский А. Н.* Измеритель кровяного давления с емкостным датчиком ИКД-ЕД.— В кн.: Некоторые проблемы биологической кибернетики. Л., «Наука», 1972, с. 219—223.
74. *Тартаковский М. Б., Пупко И. Д., Долгов В. К.* Автоматическое выявление расстройств сердечного ритма, проявляющегося в изменении PP, R—R-интервалов электрокардиограммы.— «Мед. техника», 1967, № 4.
75. *Тверской А. Л., Фогельман П. Б.* Расчет показателей функции легких с помощью ЭВМ. — «Экспер. хир.», 1972, № 3, с. 65.
76. *Тихонов В. И.* Статистическая радиотехника. М., «Советское радио», 1966.
77. *Тур И. О.* Двухканальный магнитный регистратор для инфранизкочастотной физиологической информации. — «Мед. техника», 1971, № 5, с. 54—56.
78. *Утямышев Р. И.* Структура и основные направления работ метрологической службы МЗ СССР. — В кн.: Физические методы и вопросы метрологии биомедицинских измерений.— «Материалы 2-го Всесоюзного семинара-совещания». М., 1972, с. 10—13.
79. *Утямышев Р. И.* Радиоэлектронная аппаратура для исследования физиологических процессов. М., «Энергия», 1969.
80. *Филаретов Г. Ф., Замараев Н. И., Карякин А. И.* Приборы для статистического анализа сердечного ритма типа АРС—МЭИ. — В кн.: Материалы 4-й Всесоюзной конференции «Биологическая и медицинская электроника». Свердловск, 1974, с. 83—84.
81. *Флерова Г. С.* Исследование алгоритмов и машинных методов диагностики сердечных ритмов по ЭКГ. Дис. канд. Л., 1971.
82. *Червякова Т. С., Тяжелов В. В.* Миниатюрное телеметрическое устройство для передачи электрокардиограммы. — «Космическая биол.», 1969, № 2, с. 55—58.
83. *Шанин Ю. Н., Звегинцев В. Н., Волков Ю. Н.* Принципы решения задачи автоматического контроля в реаниматологии. —

В кн.: Проблемы анестезии и реанимации. Петрозаводск, Карельск. кн. изд.-во, 1967.
84. *Шерман Л. М., Либерзон А. П.* Некоторые вопросы построения прибора для длительного контроля дыхания. — В кн.: Биологическая и медицинская электроника. — «Материалы 4-й Всесоюзной конференции». Свердловск, 1972, с. 103—106.
85. *Шеменев Г. И.* Революционные изменения в современных технических науках и усиление их взаимосвязи с общественными науками. — В кн.: Взаимосвязь технических и общественных наук. Л. 1972, с. 37—40.
86. *Шнепс-Шнеппе М. А.* О математических методах медицинской системотехники. — «Мед. техника», 1972, № 6, с. 24—30.
87. *Шумаков В. И., Новосельцев В. Н., Сахаров М. П.* Моделирование физиологических систем организма. М., «Медицина», 1971.
88. *Янушкевичус З. И., Витенштейнас Г.* О передаче ЭКГ по телефонному каналу. — «Клин. мед.», 1965, № 9, с. 143—144.
89. *Янушкевичус З. И.* К вопросу об алгоритмизации врачебного метода анализа ЭКГ. В кн.: Кардиология 1972. Каунас, 1972, № 3, с. 29.

90. *Abildskov J. A.* The nature of atrial fibrillation.— In: Clinical electrocardiography a. computers. New York a London. Academie Press, 1970, p. 111.
91. (*Akazome T., Ohbayashi K., Kasai L., Kimura E.*) *Аказоме Т., Обаяси К., Казаи И., Кимура Е.* Измерение волн ЭКГ с помощью гибридной ЭВМ для автоматического диагноза аритмий.— В кн.: Достижения мед. и биологической техники. М., «Медицина», 1971, с. 529—531.
92. *Allen S. I., Otten M.* The telephone as a computer inputoutput terminal for medical informatoin. JAMA, 1969, v. 208, N 4, p. 673—679.
93. *Amazeen P., Moruzzi K., Feldman C.* Phase detection of R-waves in noisy ECG.— «IEEE Trans. Biomed. Eng.», 1972, v. 19, N 1, p. 63—66.
94. *Angelino P. F., Severgnini B.* Controllo continuo dell electrocardiogramma nella cardiopati coronarica mediante sistema telemetrico.— «Minerva, Med.», 1970, v. 61, N 91, p. 5469—5476.
95. (*Armstrong L.*) *Армстронг Л.* Системы наблюдения за состоянием больных.— «Electronics», 1971, v. 44, N 14, p. 66—67.
96. *Ayers W. R., Abraham S., Ward S. A.* Description of a Computer Program for Analysis of the Forced Expiratory Spirogram.— In: Computers and Biomed. Res., 1969, v. 2, N 3, p. 220—229.
97. *Barr R. S., Spach M. S., Herman-Jiddens J. S.* Selection of the Number and Position of Measuring Location for ECG.— «IEEE Trans. Biomed. Ensin.», 1971, v. 18, N 2, p. 125—138.
98. *Bendat J. S.* Principles and Application of Random Noise Theory. New York, Willey, 1958.
99. *J. de Boer a. R. H. Stinson.* Rationalisation and Optimisation of Haemodialysis procedure.— «Med. Biol. Engin.», 1972, v. 10, N 5, p. 655—661.
100. *Bonner R. E., Grevasse L., Ferrer M. I.* A new Computer Program for Analysis of Scalar Electrocardiograms.— «Computer and Biol. Med. Res.», 1972, v. 5, N 6, p. 629—653.
101. *Brinberg L.* Quantitative Vector Electrocardiography. Baltimore, Maryland, Waterley Press, 1960.

102. *Brody D. A., Hight J. A.* Test an inverse ECG-solution based on accurately determined model data.— «IEEE Trans. Biomed. Engin.», 1972, v. 19, N 3, p. 121—125.
103. *Bruner L. M.* Telemetry in a Large Hospital — A Look at the Future.— «IEEE Trans. Biomed. Engin.», 1971, v. 18, N 5, p. 325—329.
104. *Caceres C. A., Kushner G., Winer D. E.* The key to a nationwide capabillity for computer analysis of medical signals: the dedicated medical signal processor.— Proc. Fall Joint, Computer Conference (AFIPS). Thomson, Washington, D. S., 1968, p. 14—16.
105. *Caceres C. A., Dreifus L. S.* Clinical electrocardiography and computers. New York and London. Academic Press, 1970.
106. *Caceres C. A.* Large versus small, single versus multiple computers.— «Comp. Biomed. Res.», 2, 1970, v. 3, N 5.
107. *Cady L. D., Minckler T. M., Horton C. L.* Hospital automation for information about circulatory and other system.— Proc. 7th Intern. Confer. Med. Biol. Engr. Stockholm, August 14—19, 1967.
108. *Cady L. D.* Screening cardiograms by electronic means.— Trans. Assoc. Life Insurance Med. Directors of America, 1964, p. 96—116.
109. *Caldwell W. M., Whiting M. E., Judi A. B.* FM — converter for tape recording of Low frequance biological data.— «J. Appl. Physiol.», 1970, v. 29, N 6, p. 901—903.
110. *Chartrain C.* Radiotransmission simultanée de plusieurs information.— «Electronic Medicale», 1969, N 52, p. 79—83.
111. *Clark J. S., Veasy L. J., Jung A. L.* Automated pO_2, pCO_2 and pH Monitoring of Infants.— «Computers and Biomed. Res.», 1971, N 4, p. 262—274.
112. *Clark R. I. a. Swenson E. W.* Pardacs: a medical data system.— «Med. Biol Engin», 1969, v. 7, N 5, p. 559—563.
113. *Cochran W., Warner D., Tester J.* Automatic radiotracking system for monitoring animal movements.— «Biosciencs», 1965, v. 15, N 2, p. 115—117.
114. *Cochan W., Lord R.* A radiotracking system for wild animals.— «J. Wildlife Management», 1963, v. 27, N 1, p. 21—24.
115. *Cornfield G., Dunn R. A., Batchlor C. D.* Miltigroup Diagnosis of Electrocardiograms.— «Computers Biomed. Res.», 1973, v. 6, N 11, p. 97—120.
116. (*Cheffer R.*) *Шэфер Р.* Новый метод импульсной модуляции с одновременным изменением частоты повторения и длительности импульсов.— «Электроника», 1962, № 41.
117. *Coulam C. M., Greenleaf J. F., Tsakiris A. J.* Three Dimensional Computerired Display of Physiologie Models and Data.— «Computers Biomed. Res.», 1972, N. 5, N 2, p. 166—179.
118. *Crane R., Whipp B. J.* On-Line Computation of the Slope of the Expiratory flow-volume Curve.— Proceedings of the 25th annual Conference on Engineering in Medicine and Biology, 1972, v. 14, p. 249.
119. *Coulthard J.* Ultrasonic Cross-Correlation Flowmeters.— «Ultrasonics», 1973, v. 11, N 2, p. 83—88.
120. *Crowe W. L., Krovetz L. J.* Analysis of three — Dimensional Flow Birefrigence Models with a Note of the Effects of Catheters and Needles on Vessel Flow.— «IEEE Trans. BME», 1970, p. 199—206, v. 17, N 3.

121. *Croft D. J., Machol R. E.* Mathematical Methods in Medical Diagnosis.— «Ann. Biomed. Engin.», 1974, v. 2, N 1, p. 69—89.
122. *Davies B. W., Chan A. Y., Zacharov B.* ISLAND — An Interactive Craphies System for mathematical Analysis.— «The Comp. Jour.», 1974, v. 17, N 2, p. 104—112.
123. *Delgado J. M.* Physical Techniques in Biological Research. New York. Academic Press, 1964, p. 460.
124. *Demeerle A. M., Allen S. J., Kempner K. M.* Computer assisted heart surveillance using telephines.— Proc. 9th Intern. Confer. Medical and Biol. Engineering, 1971, aug., p. 11—13.
125. *Diskson J. F.* Perspectives on Engineering in Biology and Medicine: A Program Report.— «IEEE Trans. Biomed. Engin.», 1971, v. 18, N 4, p. 289—300.
126. *(Deland E. C., Waxman B.) Деланд Е., Ваксман Б.* Технические достижения на службе здравоохранения.— В кн.: Труды Института инженеров по электротехнике и радиоэлектронике. М., «Мир», 1969, т. 57, № 11, с. 50—55.
127. *Ellis D., Schneidermeyer F.* Multipark a three channel system for Physiological Instrumentation.— «Am. Journ. Med. Electr.», 1962, v. 1, N 5, p. 442—448.
128. *Enderle J.* Application de l'ordinateur au diagnostic électrocardiographique en pratique hospitalière.— «Acta Cardiol.», 1970, N 35, p. 357.
129. *Etchells A. H., Orr J. S., Halman K. E.* Computing in Radiotherapy.— «Scot. med. Journ.», 1970, v. 15, N 10, p. 370—377.
130. *Farrell E.* Investigation of Cardiorespiratory Abnormalities Through Computer Simulation.— «Computer Biomed. Res.», 1973, v. 6, N 2, p. 161—186.
131. *Farrar J. T., Berstein J. S.* Recording of instrumental Gastrointestinal pressures by a radiotelemetering capsule.— «Gastroenterology», 1957, v. 35, p. 603.
132. *Fish R. M.* The Use Constant Current Diodes in Preventing Electrical Shock from Hospital Equipment.— «IEEE Trans. Biomed. Engng.», 1970, v. 17, N 4, p. 351.
133. *Franson P., Kessler J. N.* Medical Engineering Prognosis Fair.— «Electronics», 1972, N 23, p. 76—78.
134. *Freedlander J. D.* Electricity in hospitals: elimination of lethal hazards.— IEEE spectrum, 1971, p. 40—51.
135. *Fryer T. B.* Power Sources for Implanted Telemetry System.— «Biotelemetry (Basel)», 1974, v. 1, N 1, p. 31—40.
136. *Gardner R. M., Hoecherl A. W.* Instrumentation for Computerized Heart Catheterization.— «IEEE Transaction Biomed. Engin.», 1971, v. 18, N 1, p. 60—65.
137. *Gaillard G. M., Tissot R.* Principles of Automatic Analysis of Sleep Records with a Hybrid System.— «Comp. Biomed. Res.», 1973, v. 6, N 1, p. 1—13.
138. *Gersch W., Eddy D. M., Dong E.* Cardiac Arrythmia Classification A Heart-Reat Interval-Markov Chain Approach.— «Computer Biomed. Res.», 1970, v. 3, N 4, p. 382—392.
139. *Gilbert B., Devey B.* What Possible Use Can Computers be to Medicine.— «Arch. Intern. Med.», 1971, v. 127, p. 96—98.
140. *Gledhill V., Mathews J., Mackay J.* Computers in the service of Medicine.— «Med. J. Australia», 1970, N 19, p. 1200—1204.

141. *Gonda L.* Use of Electronic Equipement in a Medical Center.— «Med. Res. Engin.», 1971, v. 10, N 1, p. 21—24.
142. *Gordon M.* Information Processing and Clinical Management.— «Int. Journ. Biomed. Computing», 1973, v. 4, N 4, p. 259—270.
143. *Gottlieb G. L., Beers R. F., Bernecker Cr.* An Approach Automation of Medical Interviews.— «Comp. Biomed. Res.», 1972, v. 5, N 2, p. 99—107.
144. *Greatbatch W., Lee L. H., Mathias W.* The Solid-State Lithium Batteryà A New Improved Chemical Power Source for Implantable Cardiac Pacemakers.— «IEEE Trans. Biomed. Engin.», 1971, v. 18, N 3, p. 317—324.
145. *Haisty W. K., Batchlor C., Cornfield J.* Discriminant Function Analysis of R—R Intervals An Algorithm for online Arrythmia Diagnosis.— «Comp. Biomed. Res.», 1972, v. 5, N 3, p. 247—255.
146. *Haywood L. J., Murthy V. K., Harvey J. A.* On-Line Real Time Computer Algorithm for Monitoring the ECG — Waveform.— «Comp. Biomed. Res.», 1970, v. 3, N 1, p. 15—25.
147. *Heck A. F., Minter R. E., Caggiano V.* A system for Continuons Recording of Cardiovascular Time Interval Data and Respiration.— «Med. Res. Engin.», 1973, v. 11, N 2, p. 21—25.
148. *(Hess O. W., Litvenko W.) Гесс О., Литвенко В.* Радиотелеметрия электрокардиограммы плода.— В кн.: Современные достижения биологии и медицинской техники. М., «Медицина», 1971, с. 368.
149. *Hilberman M., Stacy R. W., Peters R. M.* A phase method of calculating respiratory mechanics using a digital computer.— «J. Appl. Physiol.», 1972, v. 32, N 4, p. 535—541.
150. *Hill D. W.* a. *Payne J. P.* The use of analogue telephone data links for the transmission of physiological signals.— «Brit. J. Anaesth.», 1972, v. 44, N 6, p. 562—568.
151. *Holcomb W. J., Gleen W. W. L., Sato J.* A demand radio Frequency cardiac pacemaker.— «Med. Biol. Engin.», 1969, v. 7, N 5, p. 493—499.
152. *Holsinger W. P., Kempner K. M.* Patient Electrode Isolation Adapter — «IEEE Trans. Biomed. Res.», 1971, v. 18, N 6, p. 428—429.
153. *Holsinger W. R., Kempner K. M., Miller M. H.* A QRS — preprocessor Based on Digital Differentiation.— «IEEE Trans. Biomed. En.», 1971, v. 18, N 3, p. 212—217.
154. *Holsinger W. R., Kempner K. M.* Portable ECG Telephone Transmitter.— «IEEE Trans. Biomed. Engin.», 1972, v. 19, N 4, p. 321—323.
155. *Horwitz D. L.* Using Time-Sharing Computers in Biomedical Research. Milit. Med., 1971, v. 136, N 3, p. 282—285.
156. *Ibe K., Kaatz W.* Der Techniker im Reanimationszentrum.— «Med. Markt.», 1967, v. 15, N 11, p. 450—452.
157. *Jacobson B.* Endoradiosonde Technique.— «Med. El. and Biol. Engin.», 1963, v. 1, N 2, p. 165.
158. *Johns R. J.* What is Blunting the Impact of Engineering on Hospitals.— «Proceedings of the IEEE», 1969, v. 57, N 11, p. 1823—1827.
159. *Kamentsky L. A., Melamed M. R.* Instrumentation for Automated Examination of Cellulat Specimens.— «Proceedings of the IEEE», 1969, v. 57, N 11, p. 2007—2015.

160. *Kanai H., Lizuka M., Sakamoto K.* One of the Blood Pressure by Catheter — Insertion: Wave Reflection at the Tipe of the Catheter.— «Med. Biol. Engin.», 1970, v. 8, N 5, p. 483—496.
161. *Katona Z., Bolvary J.* Automatisches Blutoruck — Mebgerät AVM-2.— «Medizintechnik», 1972, N 12, A-2, S. 54—56.
162. *Kavanagh L.* A Multichannel Implanted Telemetry System.— «World Med. Electronics», 1968, v. 6, N 5, p. 108.
163. *Khalafalla A. S.* Z-Differential Leads.— «Med. Res. Engn.», 1970, v. 9, N 4, p. 11—17.
164. *Kimoto S.* e. a. Endoradiosonde for bleeding detection.— «Med. El. and Biol. Engin.», 1964, v. 2, N 1, p. 37—41.
165. *Knorre W. A.* Analogcomputer in Biologie und Medizin.— Veb. Gustav Fischer Vergal. Jena, 1971.
166. *(Ko W.) Ko B.* Имплантируемая электроника. Перспективы и проблемы.— В кн.: Достижения мед. и биол. техники. М., «Медицина», 1971, с. 8—13.
167. *Kendall R., Bishop J. M.* Evaluation of a New System for Recording by Computer the Findings at Physical Examination.— «Intern. J. Biomed. Comput.», 1973, v. 4, N 3, p. 161—172.
168. *Klingenmaier C. H., Moyer P. R., Aunon G. J.* A Method of Computer — Assisted Pacemaker surveillance from a Patient's Home with Telephone.— «Computers Biomed. Res.», 1973, v. 6, N 4, p. 327—335.
169. *Kootsey J. M.* Acid-Base Balance Computer for Teaching and Clinical Applications.— «Med. Res. Engin.», 1971, v. 10, N 1, p. 18—20.
170. *(Kox N.) Кокс Н.* Проблемы терминологии и взаимопонимания медиков и техников разных стран.— «Medizintechnik», 1974, Bd 14, N 2, Б 2, S. 75—76.
171. *Lagow C. H., Sladek K. J.* Anodic Insulated Tantalum Oxide Electrocardiograph Electrodes.— «IEEE Trans. Biomed. Engin.», 1971, v. 18, N 2, p. 162—164.
172. *Lam C. F., Carter H. T., Katz S.* A Computer Program for Quantitating Data Related to Central Control of Resporation.— «Comp. Progr. Biomed.», 1974, v. 4, N 2, p. 43—52.
173. *(Lasted L.) Ластед Л.* Введение в проблему принятия решений. М., «Мир», 1971.
174. *Latimer K. E., Latimer R. D.* Measurements of Pressure-Wave Transmission in Liquid — Filled Tubes Used for Intravascular Bloode — Pressure Recording.— «Med. Biol. Engin.», 1969, v. 7, N 2, p. 143—168.
175. *Lemon V.* Vybavem resnscitacniho oddeleni a nekterych pokoju intezivni pece.— «Sluzba zdrav.», 1971, v. 12, N 1, p. 20—23.
176. *Lewis C. D.* Statistical monitoring techniques.— «Med. Biol. Engin.», 1971, v. 9, N 4, p. 315—323.
177. *Lewis F. J., Deller S., Quinn M.* Continuous Patient Monitoring with a smalle Digital Computer.— «Comp. Biomed.», 1972, v. 5, N 4, p. 312.
178. *Lindström L. H.* Miniaturized Pressure Transducer for Intravasculer use.— «IEEE Trans. Biomed. Engin.», 1970, v. 13, N 3, p. 207—219.
179. *Lochmann U., Peuzel Dr. G., Straube R.* Erfahrungen bei der Einführung der EDV im Krankenhaus.— «Pechentechn. Datenverarb.», 1974, v. 11, N 1, p. 37—42.

180. (*Lorenz R.*) *Лоренц Р.* Автоматический контроль при интенсивном уходе за пациентами нейрохирургических отделений.— В кн.: Достижения мед. и биол. техники. М., «Медицина», 1971, с. 452.
181. *Morhardt G. E.* Temperature Transmission from biopotential radiotelemetry transmitters.— «J. Appl. Physiol.», 1972, v. 33, N 3, p. 397—399.
182. *Mac Cran D. B., Moriarty D. J.* Computers in Medicine.— «Hospitals», 1971, v. 45, N 1, p. 37—39.
183. *Mac Farlane P. W., Cawood H., Taylor T. P.* Routine Automated ECG Interpretation.— «Biomed. Engin.», 1972, The Univ. Dep. of Med., Cardiology Royal Infirmary, Glasgow, C4 Scotland, v. 4, N 4, p. 176—180.
184. *Mac Farlane P. W., Lorimer A. R., Lawrie T. D. V.* ECG reporting by computer.—«Scot. Med. J.», 1970, v. 15, N 10, p. 363—369.
185. *Mac Farlane P. W., Lawrie T. D. V.* An operational system for routine ECG interpretation on a small digital computer.— In: Computer application on ECG and VCG analysis (Clr. Zywietz and B. Schneider eds) North — Holland Publishing Company, 1973, p. 183—191.
186. *Mac Gregor James M. Sc. Ph. D.* Bioengineering at the University of Strathclyde, Glasgow (Bio Eng. Unit., Univ. of Strathclide, Wolfson Centre, 106 Rotterow, Glasgow G4 ONW, Scotland),— «Biomed. Engin.», 1972, v. 7, N 4, p. 171—175.
187. *Mackay R. S.* Recent Advances in Biotelemetry.— «Biotelemetry (Basel)», 1974, v. 1, N 1, p. 60—64.
188. *Mackay R. S.* Continuons monitoring of cardiac output.— «Biotelemetry (Basel)», 1974, v. 1, N 1, p. 21—30.
189. *Macy G. Gr.* Analog-digital conversion system.— «Computers in biomedical Research (Stacy R. W., Waxman B. D.)», v. 2, New York. Academic Press, 1965.
190. *Moser K. M., Torzewski D. F., Nubla L.* Practical Computer Program for Routine Spirometric Testing Using the «Time — Sharing conception».— «Dis. Chest.», 1969, v. 56, N 2, p. 92—96.
191. (*Murooka H., Hashimoto A., Fukuda A.*) *Муроока Х., Хасимото А., Фукуда А.* Опыт контроля за ходом родов с помощью нового телеметрического устройства для передачи фонокардиограммы плода.— В кн.: Современные достижения мед. и биол. техники. М., «Медицина», 1971, с. 370—371.
192. *Myers G. H., Thumim A., Reed G. E.* A Power Transfer Device for Mechanical Hearrs.— «Med. Biol. Engin.», 1969, v. 7, N 5, p. 533.
193. *Noble M. J., Frenchard D., Guz A.* Left Ventricular Ejection in Conscioos Dugs; I Measurement and Significance of the Maximum Acceleration of Blood from the Left Ventriele.— «Circ. Res.», 1966, N 19, p. 139—152.
194. (*Niwa N., Takahashi T., Watanabe H.*) *Найва Н., Такаяси Т., Ватанабле Х.* Эндорадиозонд для измерения активности ферментов.— В кн.: Достижения мед. и биол. техники. М., «Медицина», 1971, с. 367—368.
195. *Olszowka A. J., Farhi L. F.* A Digital Computer program for constructing ventilation — perfusion Leines.— «J. Appl. Physiol.», 1969, N 26, v. 1, p. 141—146.

196. (*Оно К.*) *Оно К.* Новые принципы спектрального обнаружения звука Короткова.— В кн.: Достижения мед. и биол. техники. М., «Медицина», 1971, с. 462.
197. *Osborn J. J., Elliot S. E., Segger F. J.* Continous Measurement of Lung Mechanics and gas Echange in the Critically.— «Med. Res. Engng.», 1969, N 8, v. 3, p. 19—32.
198. *Owen R. B., Cochran W. W., Moore F. A.* An Inexpensive, Easily Attached, Radio Transmitter for Recording Heart Rares of Birds.— «Med. Biol. Engin.», 1969, v. 7, N 5, p. 565—567.
199. *Partridge L. D. Introduction:* Simulation in Biomedical Teaching.— «IEEE Trans. Biomed. Engin.», 1972, v. 19, N 2, p. 78—81.
200. (*Pettitt R. J.*) *Петтитт Р.* Метод выделения комплекса QRS для системы контроля за венечным кровообращением.— В кн.: Достижения мед. и биол. техники. М., «Медицина», 1971, с. 473.
201. *Phyne V.* A comparison of Coherent averaging Techniques for Repetitive Biological Signals.— «Med. Res. Engin.», 1969, v. 8, N 4, p. 22—26.
202. (*Pipberger H. V.*) *Пипбергер Х.* Анализ электрокардиограмм на вычислительной машине.— В кн.: Вычислительные устройства в биологии и медицине. М., «Мир», 1967 (1965), с. 199—235.
203. *Pipberger H. V., Klingeman J.* Computer Classification of Electrocardiograms.— «Comp. a. Biomed. Res.», 1967, v. 1, N 1, p. 1—17.
204. *Pipberger H. V., Schneiderman M. A., Klingeman G. D.* The love-atfirst-sight effect in research.— «Circulation», 1968, N 38, p. 822.
205. *Powers S. R., Kimball W. R.* Estimation of Respiratory Parameters by the Method of Covariance Ratios.— «Comp. Biomed. Res.», 1974, v. 7, N 1, p. 21—39.
206. *Puech P.* L'activité électrique auriculaire normale et pathologique. Masson, Paris, 1956.
207. (*Quinn M., Hokoshi H., Deller S.*) *Кинн М., Гокоси Х., Диллер С.* Непрерывный контроль за состоянием больного с использованием ЦВМ.— В кн.: Достижения мед. и биол. техники. М., «Медицина», 1971, с. 457.
208. *Reitan J. A., Smith N. T., Kadis L. B.* A non — invasive Correlate of Ascending Aortic Blood Flow Acceleration.— «Brit. J. Anaesth.», 1970, N 48, p. 87—88.
209. (*Rendall D.*) *Ренделл Д.* Аналоговая вычислительная машина в биологической лаборатории.— В кн.: Вычислительные устройства в биологии и медицине. М., «Мир», 1967, с. 21—48.
210. *Reynolds J. A., Jones A.* A Respiratory Integrator.— «World. Med. Instr.», 1970, v. 8, N 3, p. 8—11.
211. *Rikli A., Tolles W. E., Steinberg C. A.* Computer analysis of electrocardiographie measurement.— «Circulation», 1961, N 24, p. 643—649.
212. *Pordy L., Chesky K., Friedbarg C. K.* Clinical application of computer analysis of VCG.— Proceedings of the Satellite Symposium of the 25th Intern. Congress of Physiological Sciences. Bruxellex, Presses Acad. Européennes, 1972, p. 136.
213. *Roberts V. C.* An Analogue Computer for Thermal Dilution Flow Measurement.— «Med. Biol. Engng.», 1969, v. 7, N 4, p. 373—382.
214. *Rosner S. W., Abraham S., Caceres C.* Telephone Transmission

of Spirogrames for Computer Analysis.— «Med. Res. Engng.», 1969, v. 8, N 1, p. 18—22.
215. *Rushmer R. F.* Initial Ventricular Impulse: A Potential Key to Cardiac Evaluation.— «Circulation», 1964, N 29, p. 268—283.
216. *Salmons S.* The Eighth International Conference on Medical and Biological Engineering.— «Med. Biomed.» 1969, v. 4, N 10, p. 467—474.
217. *Sances A.* Biomedical Engineering.— «Proc. of 8th Intern. Conf. Biol. and Med. Eng.». Chicago, 1969, p. 32—35.
218. *Scharner W.* Elektronische Patientenüberwachung.— «Med. Technik», 1973, N 1, S. 10—13.
219. *Scharner W.* Das Kybernetische system der electronischen Patienten-uberwaching-ein.— Mezinarodni symposium Lekarske electroniky. Praha, 1970, p. 85—88.
220. *Scharner W., Schnabel R.* Patientenüerwaching — ein Teil der Systementwicklung «Intensivtherapie».— «Medizintechnik», 1970, N 4A, S. 114—118.
221. *Seaton B.* Data processing by computer: on-line or off-line.— «Computers Biomed. Res.», 1974, v. 7, N 2, p. 142—156.
222. *Schloss H. S.* Computation of Solution to the Inverse Problem об Electrocardiography.— «Comp. in Biol. Med.», 1971, v. 1, N 3, p. 289.
223. *Schneider M., Bottcher W.* «Reanimator 2»,— «Medizintechnik», 1972, v. 12, N 3, p. 69—70.
224. *Schulzer G.* Organisation der Intensivpflege im Krankenhaus.— «Krankenhaus — Unschan», 1972, v. 41, N 8, p. 747—750.
225. *Scutt H. R., Fell R. B., Kertzer R.* A Multichannel Telemetry System for Use in Exercice Physiology.— «IEEE Trans. Biomed. Engin.», 1970, v. 17, N 4, p. 339—348.
226. *Siegel G. H., Strom B., Miller M.* A Computer — Based Clinical Assesment Research and Education System to Fecilitate Continuing Education in the Care of the Critically Patient.— «Surgery», 1970, v. 68, N 1, p. 238—247.
227. (*Shiraishi N., Shirahata A.*) *Хираиси Н., Хирахата А.* Телеметрическая система для измерения минутного объема, объема одного цикла и частоты дыхания.— В кн.: Современные достижения мед. и биол. техники. М., «Медицина», 1971, с. 364.
228. *Sigdell J. E.* Technik und Verfahren der Verenverschlupplethysmographie.— «Med. Markt», 1971, v. 19, N 10, p. 77—80.
229. (*Siler W.*) *Сайлер В.* Применение комбинированных вычислительных машин в биологических исследованиях.—В кн.: Вычислительные устройства в биологии и медицине. М., «Мир», 1967 (1965), с. 86—114.
230. *Simon W.* SNAP — an Interpretive Real — Time Computer Language for Biology.— «Med. Biol. Engin.», 1968, v. 6, N 1, p. 83—86.
231. *Simonson E.* Diagnostic accuracy of the vectocardiogram and electrocardiogram.— «Am. J. Cardiol.», 1966, N 17, p. 829.
232. *Simons J., Prather L.* A personalized Kardiotelemetring system Nervous system Arousal in Aerospace Hight.— «IEEE Trans. BME», 1964, v. 1, N 2, p. 116—119.
233. *Singer S. J.* Visual Display Terminals in a Hospital Information System (HJS).— «Comp. Biomed. Res.», 1970, v. 3, N 3, p. 289.

234. *Siniff D., Tester J.* Computer analysis animal movement data obtained by telemetry.— «Bioscience», 1965, v. 15, N 2, p. 119.
235. *Slater A., Bellet S.* An Under-water Temperature telemetry system.— «Med. Biol. Engng.», 1969, v. 7, N 6, p. 633—639.
236. *Slater A., Bellet S., Kilpatrick D. G.* Instrumentation for Telemetering the Electrocardiogram from Lead Divers.— «IEEE Trans. Biomed. Eng.», 1969, v. 6, N 2, p. 148—151.
237. *Smith N. T., Schwede H. O.* Rapid Computation of Myocardial Contractility in Intact Animals.— «J. Appl. Physiol.», 1969, v. 26, N 2, p. 241—247.
238. *Smith N. T., Reitan J. A.* The Pneumocardiogram: A potential Monitor for the Operating Room.— «Anesthesia a. Anal.», 1970, v. 49, N 5, p. 781—787.
239. *Smith R.* The Automated ECC Evaluation at Mayo clinic.— In: Comp. appl. on ECG and VCG analysis. North — Holland Publishing Company, 1973, p. 211—219.
240. *Startsman T. S., Robinson R. E.* The Attitudes of Medical a Paramedical Personnel toward Computers.— «Computers Biomed. Res.», 1972, v. 5, N 3, p. 218—227.
241. *Steglich W.* Electrishe Sicherheit bei Herzeingriffen.— «Medizintechnik», 1973, v. 13, N 5, p. 136—139.
242. *Steiner T. J., Thexton A. J., Weber W. V.* An EMG electrode system for selected — site recording from a muscle.— «J. Appl. Physiol.», 1972, v. 32, N 4, p. 531—532.
243. (*Stacy R., Peters R.*) *Стейси Р., Питерс Р.* Определение механических параметров дыхательной системы.— В кн.: Вычислительные устройства в биологии и медицине. М., «Мир», 1967, с. 236—260.
244. *Stolpa K., Dvorak R.* Projekce monitorovacich zarizeni pro zvysenou peci o pacienta.— «Sluzba zdravi», 1970, v. 11, N 3, p. 161—168.
245. *Sullivan S. F., Patterson R. W., Papper E. M.* Evaluation of Pulmonary Function Data Using Computer Time — Sharing.— «Proceedings of the IEEE», 1969, v. 57, N 11, p. 1996—1999.
246. *Sutherland A., Haselby K., Abel F. L.* Comparative Measurements of Ventricular Contractility.— «Fed. Proc.», 1969, N 28, p. 327.
247. *Sutterer W. F., Krovetz L. J.* Calculation and digital Display of Whole Blood Oxigen Saturation by analogue Techniques.— «IEE Trans. Biomed. Engin.», 1969, v. 16, N 2, p. 123—131.
248. *Sundstrom A., Schersten B.* The Automated Life — Long Medical Record as a Tool for Health Service and Research in Ceneral Practice.— «Cybern. Med.», 1973, v. 9, N 3, p. 13—26.
249. *Tester J., Warner D., Cochan W.* A radio tracking system for studing movements of deer.— «J. Wildlife Management», 1964, v. 28, N 1, p. 35—41.
250. *Thompson R. D., Grant C. V., Corner G. W.* Determining Avian ECG and Respiration with a Single — Channel Transmitter.— «J. Appl. Physiol.», v. 30, N 2, p. 302—303.
251. *Throlander H.* Behaviour of Thermistros at Biological Temperatures.— «IEEE Trans. Biomed. Engin.», 1962, v. 9, N 9, p. 147—151.
252. *Trummer J. R., Reining W. N.* A four Channel Telemetry System for Intensive Car Use.— «Proc. Nat. Elec. Confer.», 1969, v. 26, p. 288.

253. (*Uhr L.*) *Ур Л.* Сложные динамические модели живых организмов.— В кн.: Вычислительные устройства в биологии и медицине. М., «Мир», 1967, с. 261—282.
254. (*Updike O., Damann J., Wright D.*) *Уидайк О., Дайманн И., Врайт Д.* Обработка и индикация основных и производных переменных при интенсивном уходе.— В кн.: Достижения мед. и биол. техники. М., «Медицина», 1971, т. 446—448.
255. (*Warner H.*) *Уорнер Х.* Некоторые методы изучения системы кровообращения с применением вычислительных машин.— В кн.: Вычислительные устройства в биологии и медицине. М., «Мир», 1967, с. 298—333.
256. *Vallbona C., Pevny E., McMath F.* Computer Analysis of Blood Gases and Acid — Base Status.— «Computers Biomed. Res.», 1971, v. 4, N 6, p. 623—633.
257. *Van Brunt E., Daks L. S., Terdiman J. F.* Current Status of a Medical Information System.— «Method Inform. Med.», 1970, v. 9, N 3, p. 149—160.
258. *Van Bemmel J. H., Hengeveld S. G.* Clusterung Algorithm for QRS and ST — T waveform Tiping.— «Computers Biomed. Res.», 1973, v. 6, N 5, p. 442—456.
259. *Warner H. R.* A Data — Trend Long and Bar Graph Display for Physiological Monitoring.— «Computers and Biomed. Res.», 1970, v. 3, N 3, p. 258—288.
260. *Wartak J., Milliken J. A., Lywood D. W.* Theoretical and Practical Aspects of Analog — To — Digital Conversion of the Electrocardiogram.— «Med. Res. Engin.», 1970, v. 9, N 4, p. 21—23.
261. *Wartak J., Milliken J. A., Karchmar A. G.* Computer Program for Diagnostic Evaluation of ECG.— «Computers Biomed. Res.», 1971, v. 4, N 3, p. 225—238.
262. *Watanable T., Nakamura N.* A system for the mass examination of ECG.— «Med. Biol. Engin.», 1972, v. 10, N 3, p. 321—325.
263. *Willems J. L., Pipberger M. V.* Arrythmia Detection by Digital Computer.— «Comp. Biomed. Res.», 1972, v. 5, N 3, p. 263—278.
264. *Wilson F. N., McLeod A. J., Barker P. S.* Electrocardiograms that represent the potential variations of a single electrode.— «Am. Heart. J.», 1934, N 9, p. 477.
265. *Wilson E. M., Ranieri A. J., Updike O. L.* An Evaluation of Thermal Dilution for Obtaining Serial Measurement of Cardiac Output.— «Med. Biol. Engin.», 1972, v. 10, N 2, p. 179—192.
266. *Woold C. R., Cass W., J. McElroy.* The Use of «Program Evaluation and Review Technique» (PERT) in the Design and Control of a Medical Research Project.— «Comp. Biomed. Res.», 1968, v. 2, p. 176—198.
267. (*Wreeland R., Yeager C.*) *Вриланд Р., Ягер С.* Четырехканальное телеметрическое устройство на интегральных схемах для наблюдения за больными, подверженными припадкам.— В кн.: Современные достижения медицинской и биологической техники. М., «Медицина», 1971, с. 363—364.
268. *Yano K., Pipberger M. V.* Spatial magnitude orientation and velocity of the normal and abnormal QRS complex.— «Circulation», 1964, N 29, p. 107.
269. *Young T. Y., Huggins W. H.* Computer analysis of electrocardiograms using a linear regression technique.— «JRE Trans. Biomed. Election», 1964, N 6, p. 60—67.

СОДЕРЖАНИЕ

Предисловие 3

Введение 5

Глава 1. Системный подход к медицинской электронике . . 11
1—1. Характеристика общих путей системного подхода к медицинской электронике 11
1—2. Подсистема подготовки кадров 14
1—3. Подсистема технического обеспечения электронной аппаратурой 18
1—4. Подсистема научного обеспечения 21
1—5. Подсистема эксплуатации 23
1—6. Перспективы развития системного подхода 27

Глава 2. Съем медицинской информации 29
2—1. Классификация устройств съема 29
2—2. Электроды 34
2—3. Датчики температуры тела 42
2—4. Датчики параметров системы дыхания . . . 46
2—5. Датчики параметров сердечно-сосудистой системы 50
2—6. Погрешности устройств съема информации . . 61

Глава 3. Устройства отображения и регистрации медицинской информации (совм. с инж. А. М. Чернышом) . . . 65
3—1. Классификация. Основные требования . . . 65
3—2. Аналоговые устройства отображения и регистрации медицинской информации 69
3—3. Дискретные устройства отображения и регистрации медицинской информации 79
3—4. Комбинированные устройства отображения медицинской информации 91

Глава 4. Системы дистанционной передачи медицинской информации 102
4—1. Общие замечания 102
4—2. Передача данных по проводным каналам связи 105
4—3. Передача информации по беспроводным каналам связи 117
4—4. Одноканальные телеметрические системы . . 120
4—5. Многоканальные телеметрические системы . . 132

Глава 5. Системы обработки медицинской информации . . 140
5—1. Электронные вычислительные машины в системах обработки медицинской информации . . 140
5—2. Применение аналоговых вычислительных машин для обработки медицинской информации 155
5—3. Преобразователи информации 165

5—4. Обработка данных с помощью цифровых вычислительных машин 173
5—5. Комбинированные системы обработки информации 208

Глава 6. Информационные системы оперативного врачебного контроля (ИСОВК) 212
6—1. Применение систем интенсивного наблюдения 212
6—2. Наблюдение за параметрами дыхания . . . 219
6—3. Наблюдение за артериальным давлением . . 224
6—4. Наблюдение за параметрами сердечной деятельности 229
6—5. Наблюдение за температурой тела 242
6—6. Анализ информации в ИСОВК 245

Глава 7. Техника безопасности при работе с электронными медицинскими системами 264
7—1. Общие замечания 264
7—2. Безусловная электробезопасность (конструктивные требования) 266
7—3. Условная безопасность (специальные дополнительные средства внешней защиты в клинической практике) 277
7—4. Описательная безопасность (условия, при которых работа с оборудованием безопасна) . . 293

Литература 296

ЖУКОВСКИЙ ВЛАДИМИР ДАВЫДОВИЧ

МЕДИЦИНСКИЕ ЭЛЕКТРОННЫЕ СИСТЕМЫ

Редактор *Г. Ф. Филаретов*
Художественный редактор *С. М. Большакова.* Корректор *О. Л. Лосой.*
Техн. редактор *Н. А. Пошкребнева.* Переплет художника *В. Г. Германа.*

Сдано в набор 4/XI 1975 г. Подписано к печати 12/III 1976 г. Формат бумаги 84×108¹/₃₂. 9,75 печ. л. (условных 16,38 л.) 17,43 уч.-изд. л. Бум. тип. № 2. Тираж 4700 экз. Т03816. МН-72. Цена 1 р. 93 к. Заказ 9976.

Издательство «Медицина». Москва, Петроверигский пер., 6/8.

Типография издательства «Звезда», г. Пермь, ул. Дружбы, 34.

1 р. 93 к.

МЕДИЦИНА 1976