

МЕДИЦИНСКАЯ ЭЛЕКТРОНИКА



ТАШКЕНТ

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

**АКАДЕМИЯ НАУК
РЕСПУБЛИКИ УЗБЕКИСТАН**

**МИНИСТЕРСТВО ЗДРАВООХРАНЕНИЯ
РЕСПУБЛИКИ УЗБЕКИСТАН**

МЕДИЦИНСКАЯ ЭЛЕКТРОНИКА

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

ТАШКЕНТ–2019

УДК 615.47

ББК 51я7

М 42

М 42

Медицинская электроника. –Т.: «Fan va texnologiya»,
2019, 400 стр.

ISBN 978-9943-6152-4-3

На сегодняшний день, на любом уголке нашей республики, невозможно себе представить лечебное учреждение, в котором не было бы физических аппаратов или приборов. Каждый диагностический процесс включает, первым этапом, обследование больного на каком-то определенном совершенном оборудовании, что требует от врача и обслуживающего медицинского персонала, владения соответствующим объемом знаний в области не только медицины, но и современных технологий. И сейчас, технические устройства, используемые в медицине, стали называть обобщенным термином «медицинская электроника».

Настоящий учебник написан в согласии современных требований по подготовке кадров Министерства Высших Учебных заведений и Министерства Здравоохранения Республики Узбекистан на данных направлениях и охвачены темы, раскрывающие основы электроники, исследования электропроводности органов и биотканей, методы биопотенциальных, фотометрических, ультразвуковых, рентгеновских исследований органов и функциональных систем, медицинские приборы и методы измерения, также медицинские аппараты и методики воздействий.

Учебник предназначен для студентов бакалавров и магистрантов высших медицинских учебных заведений, а также может быть полезен для специалистов, работающих в области биофизики и медицинской электронной техники.

УДК 615.47

ББК 51я7

Авторы:

**Х.С. ДАЛИЕВ, Э.Х. БОЗОРОВ, Ш.Б. УТАМУРАДОВА,
Д.М. ЁДГОРОВА, Д.А. КАРШИЕВ, Д.А. КАЛАНДАРОВА,
Ш.Х. ДАЛИЕВ, З.А. АБДУРАХМАНОВА**

Рецензенты:

Р.А. Муминов – академик АН РУз;

М.А. Каюмов – кандидат физико-математических наук, с.н.с.;

Ш.А. Баймурадов – доктор медицинских наук, профессор;

М.И. Базарбаев – кандидат физико-математических наук, доцент.

ISBN 978-9943-6152-4-3

© Издательство «Fan va texnologiya», 2019

ПРЕДИСЛОВИЕ

Великий средне-азиатский ученый-энциклопедист Абу Али ибн Сино (980 – 1037 гг.), в своей известной книге «Канон врачебной науки» написал: «Я утверждаю: медицина – наука, познающая состояние тела человека, поскольку оно здорово или утратит здоровье, для того, чтобы сохранить здоровье и вернуть его, если оно утрачено. Познание всякой вещи, если оно возникает, достигается и бывает совершенным через познание ее причин, если они имеются; поэтому в медицине следует знать причины здоровья и болезни. Таково содержание врачебной науки, поскольку она исследует тело человека – как оно бывает здоровым и как болеет. Однако, с точки зрения конечной цели этого исследования, то есть здоровья и прекращения болезни, у медицины должны быть также и другие предметы; соответственно средствам и орудиям, применяемым при этих двух состояниях. Что же касается тех вещей, которые врач обязан и представлять себе, и доказывать, то это болезни, их частные причины, их признаки, а также и то, как прекращать заболевание и сохранять здоровье. Врач обязан дать доказательства (существования) тех из этих вещей, которые существуют скрыто, во всей подробности, указывая их величину и периодичность.»

С того времени прошло более десяти веков. Медицина развивается, как и все науки, все с более быстрыми темпами и связи с другими науками становятся все теснее. Появились смежные науки как биомедицина, биофизика, биохимия, медицинская электроника, медицинская информатика и много других. И требованием времени стало, чтобы каждый медицинский работник обязан иметь полный объем знаний, необходимых для выполнения и решения определенного круга вопросов и задач.

Министерствами Высших учебных заведений, Здравоохранения и Инновационного развития Республики Узбекистан, постепенно решаются вопросы о введении во многих

ведущих вузах страны новых курсов обучения, как ядерная энергетика, ядерная медицина, ядерная технология, радиационная медицина, радиационная технология.

В современном здравоохранении повсеместно применяется электронная техника, основы которой базируются на достижениях электротехники и электроники. В подготовке высококвалифицированного врача важную роль играет обучение специалистов грамотному и эффективному использованию современной измерительной, диагностической медицинской аппаратуры. Необходимым фактором является приобретение умений и навыков работы с электронно-измерительной медицинской аппаратурой. В связи этими появилось новое направление «медицинская электроника».

Значительная роль в изучении дисциплины «Медицинская электроника» отводится самостоятельной работе студентов, заключающейся в совокупности индивидуально получаемых знаний в рамках необходимого теоретического материала, практических умений и навыков работы со специализированной медицинской электронной техникой. В рамках самостоятельной работы необходимо овладеть знаниями по применению различных методов диагностики состояния различных органов и систем организма при помощи специальных физических приборов, навыками расшифровки электрокардиограммы, реограммы и пр.

Учебник написан в соответствии с действующей программой курса медицинской электронной техники для студентов бакалавров и магистрантов высших медицинских учебных заведений, а также специалистов работающих в области биофизики и медицинской техники.

Авторы с благодарностью примут любые замечания и предложения по совершенствованию данного учебника

ГЛАВА 1.

ВВЕДЕНИЕ В МЕДИЦИНСКУЮ ЭЛЕКТРОНИКУ. КЛАССИФИКАЦИЯ МЕДИЦИНСКОЙ ТЕХНИКИ И МЕДИЦИНСКОЙ ЭЛЕКТРОНИКИ

§ 1.1. Что такое электроника?

**§ 1.2. Электроника в медицине: электронные
приборы и аппараты**

§ 1.3. Медицинская аппаратура

**§ 1.4. Что надо знать при работе с медицинской
аппаратурой?**

**§ 1.5. Медицинские НЧ приборы
терапевтического назначения**

§ 1.1. Что такое электроника?

Физика, как и любая другая наука, развивалась и развивается в связи с потребностями общества, ее прогресс стимулируется практическими задачами. В свою очередь, развитие физики способствует решению практических, в том числе, и технических проблем. Так, например, в результате достижений в области исследований электромагнитных явлений получили бурное развитие соответствующие отрасли техники: электро- и радиотехника. Постепенно многие разделы радиотехники стали именовать радиоэлектроникой или электроникой.

Термин «электроника» в значительной степени условный, ему трудно дать четкое определение. Правильнее всего, вероятно, под **электроникой** следует понимать область науки и техники, в которой рассматриваются работа и применение электро-вакуумных, ионных и полупроводниковых устройств (приборов).

Электронику, в широком смысле слова (общую электронику), можно подразделить на группы, либо по области применения, либо по классу используемых устройств, либо по категории теоретических вопросов. Так выделяют **физическую электронику**, имея в виду раздел физики, рассматривающий электропроводимость тел, контактные и термоэлектронные явления; под **технической электроникой** понимают те ее разделы, в которых описываются устройства приборов и аппаратов и схемы их включения; **полупроводниковой электроникой** называют то, что относится к применению полупроводниковых приборов, и т. п.

Иногда всю электронику подразделяют на три крупные области: 1) вакуумная электроника, которая охватывает вопросы создания и применения электровакуумных приборов (электронные лампы, фотоэлектронные устройства, рентгеновские трубки, газоразрядные приборы); 2) твердотельная электроника, которая охватывает вопросы создания и применения полупроводниковых приборов, в том числе интег-

ральных схем; 3) квантовая электроника – специфический раздел электроники, имеющий отношение к лазерам и мазерам.

Все эти примеры, с одной стороны, дают представление о содержании электроники, с другой стороны, лишний раз отмечают неопределенность ее границ.

Электроника – прикладная отрасль знаний. Одно из распространенных применений электронных устройств связано с диагностикой и лечением заболеваний. Разделы электроники, в которых рассматриваются особенности применения электронных систем для решения медико-биологических задач, а также устройство соответствующей аппаратуры, получили название медицинской электроники.

Медицинская электроника основывается на сведениях из области физики, математики, техники, медицины, биологии, физиологии и других наук, она включает в себя биологическую и физиологическую электронику.

§ 1.2. Электроника в медицине: электронные приборы и аппараты

Применения электроники в медицине многообразны, ибо это постоянно расширяющаяся область. В настоящее время многие традиционно «неэлектрические» характеристики – температуру, смещение тела, биохимические показатели и др. – при измерениях преобразуют в электрический сигнал. Информацию, представленную электрическим сигналом, удобно передавать на расстояние и надежно регистрировать. Можно выделить следующие три основные группы электронных приборов и аппаратов, используемых для медико-биологических целей.

1. Устройства для получения (съема), передачи и регистрации медико-биологической информации. Такая информация может быть не только о процессах происходящих в организме (биологических тканях, органах, системах), но и о состоянии окружающей среды (санитарно-гигиеническое

назначение), о процессах происходящих в протезах и т. д. Сюда относится большая часть диагностической аппаратуры: баллистокардиографы, фонокардиографы, реографы и др. Для подавляющего большинства этих приборов, в радиотехническом отношении, характерно наличие усилителей электрических сигналов.

К этой группе можно отнести и электромедицинскую аппаратуру для лабораторных исследований, например, рН-метр.

2. Электронные устройства, обеспечивающие дозирующее воздействие на организм различными физическими факторами (ультразвук, электрический ток, электромагнитные поля и др.) с целью лечения: аппараты микроволновой терапии, аппараты для электрохирургии, кардиостимуляторы и др. С физической точки зрения эти устройства являются генераторами различных электрических сигналов.

3. Кибернетические электронные устройства. К этой группе относятся: электронные вычислительные машины для переработки, хранения и автоматического анализа медико-биологической информации; устройства для управления процессами жизнедеятельности и автоматического регулирования состояния окружающей человека среды; электронные модели биологических процессов и др.

Применение электронных медицинских приборов и аппаратов повышает эффективность диагностики и лечения, и увеличивает производительность труда медицинского персонала.

Весь арсенал технических средств, применяемых в медицине, можно разделить на следующие группы: а) медицинские приборы; б) медицинские аппараты и системы; в) медицинские инструменты; г) медицинское оборудование.

Термин медицинская аппаратура является объединяющим для медицинских приборов и аппаратов.

Прибор – нечто конструктивно завершенное, заключенное в корпус.

Система – совокупность элементов, устройств, приборов, обладающая свойствами, не равными сумме свойств составных частей системы. В процессе создания и работы системы решаются две задачи: задача синтеза и задача анализа.

§ 1.3. Медицинская аппаратура

Термин медицинская аппаратура, как мы уже говорили выше, является объединяющим для медицинских приборов и аппаратов. Их можно можно классифицировать на группы, как медицинская аппаратура, медицинский прибор и медицинский аппарат. Медицинская аппаратура охватывает очень широкий спектр применения, который приводится ниже.

Медицинская аппаратура:

<i>по виду используемой энергии</i>	- электромагнитная; - механическая;
<i>электронная по направлению потока энергии</i>	- воздействующие аппараты и приборы; - воспринимающие приборы;
<i>воздействующие по назначению</i>	- терапевтические аппараты; - диагностические приборы;
<i>воспринимающие по виду воспринимаемой энергии</i>	- воспринимающие электрическую энергию; - воспринимающие механическую энергию; - воспринимающие химическую энергию; - воспринимающие тепловую энергию;
<i>воздействующие по виду воздействующей энергии</i>	- воздействующие электрической энергией;

	- воздействующие механической энергией;
<i>воздействующие механической энергией по агрегатному состоянию рабочего вещества</i>	- механические; - гидравлические; - газовые;
<i>воздействующие электрической энергией по положению в спектре электромагнитных колебаний</i>	- низкочастотные; - высокочастотные; - светооптические; - рентгеновские; - радиологические.

Медицинский прибор, это техническое устройство, предназначенное для определенных диагностических и лечебных измерений. Каждый прибор создается для достижения какой-то цели и имеет свои определенные задачи. Например:

- приборы для измерения биопотенциалов;
- электротермометры;
- электроманометры;
- спектрофотометры, оксигемометры;
- реоплетизмографы и т.п.

Медицинский аппарат, это техническое устройство, позволяющее создавать энергетическое воздействие терапевтического или разрушающего свойства, а также обеспечивать в медицинских целях определенный состав различных субстанций. Имея общую основу энергетического воздействия, по выполняемым функциям, каждый аппарат относится к одной из следующих групп:

- аппараты для терапии постоянным током;
- аппараты для терапии импульсными и переменными токами;
- аппараты для низкочастотной и ВЧ-терапии;

- аппараты УЗ-терапии;
- аппараты жизнеобеспечения организма.

Для работы любой медицинской аппаратуры необходим электрический ток, что даже в повседневной жизни человека требует серьезного внимания. Поэтому имеются основные требования, предъявляемые к медицинской аппаратуре:

- электробезопасность;
- надежность;
- точность измерения.

§ 1.4. Что надо знать при работе с медицинской аппаратурой?

Одной из важнейших задач при разработке, промышленном выпуске и эксплуатации электромедицинской аппаратуры является обеспечение полной электробезопасности для обслуживающего персонала и пациентов. Рассмотрим, что может случиться, когда тело человека соприкасается с током (это может быть проводник с током, обычный электрический аппарат из домашнего хозяйства, или, конечно же, медицинская аппаратура, включенная в электросеть, и т.п.).

Известно, что тело человека входит в список «проводящих» через себя электрический ток, входивший в тело ток, должен выходить из него. Результат зависит от того, какая часть тела была охвачена током, какая величина тока и т.д. В любом случае происходит нагрев током, который называется поражением организма.

Поражение организма электрическим током может быть в виде электрической травмы или электрического удара.

Электрические травмы — это результат внешнего местного действия тока на тело: электрические ожоги разной степени, электрометаллизация кожи, знаки тока.

Электрические ожоги являются или следствием теплового действия тока, проходящего через тело человека,

или происходят под действием электрической дуги, возникающей обычно при коротких замыканиях в установках с напряжением выше 1000 В.

Электрометаллизация кожи происходит при внедрении в кожу мельчайших частиц расплавленного, под действием тока, металла.

Электрические знаки тока – поражение кожи в виде резко очерченных округлых пятен, возникают в местах входа и выхода тока из тела при плотном контакте с находящимися под напряжением частями.

Электрический удар – возбуждение тканей организма под действием тока, которое сопровождается непроизвольным судорожным сокращением мышц.

Электрические удары могут вызвать наиболее тяжелые повреждения, поражая внутренние органы человека: сердце, легкие, центральную нервную систему и др. В результате электрического удара может произойти расстройство сердечной деятельности (нарушение ритма, фибрилляция желудочков сердца), расстройство дыхания, шок, в особо тяжелых случаях, приводящие к смертельному исходу.

Учитывая сказанное выше, можно сказать, что медицинский персонал обязан знать действие электрического тока на живой организм.

Действие электрического тока на организм зависит от большого количества различных факторов, основными из которых являются: величина тока, определяемая приложенным к телу напряжением и сопротивлением тела, род и частота тока, продолжительность воздействия, путь прохождения тока. Больной, вследствие различных причин (ослабленность организма, действие наркоза, отсутствие сознания, наличие электродов на теле, т. е. прямое включение пациента в электрическую цепь, и др.) оказывается в особо электроопасных условиях по сравнению со здоровым человеком. Медицинский персонал, работающий с медицинской электронной аппаратурой, также находится в условиях риска поражения электрическим током.

В электрической сети и в технических устройствах обычно задают электрическое напряжение, однако действие на организм или органы оказывает электрический ток, т. е. заряд, протекающий через биологический объект в единицу времени.

Величина тока является основным параметром, определяющим степень поражения. При сжимании руками электродов *ощущения тока* частотой 50-60 Гц появляются при силе тока около 1 мА, при увеличении тока до 5-10 мА начинаются *судороги в руках*, при токе 12-15 мА *уже трудно оторваться от электродов*. При 50-80 мА *наступает паралич дыхания*, а при 90-100 мА и длительности воздействия 3 с и более – *паралич сердца*.

При действии постоянного тока соответствующие реакции имеют место в момент замыкания и размыкания цепи и наступают при значительно большей его величине. Так *ощущение постоянного тока* появляется при 5-10 мА, *затруднение дыхания* – при 50-80 мА, *паралич дыхания* – при 90-100 мА.

Важнейшее значение для исхода несчастного случая имеет время действия электрического тока на организм: с уменьшением времени действия увеличивается та пороговая сила тока, которая еще не вызывает паралича или фибрилляции сердца.

Сопротивление внутренних частей организма для пути ладонь – ступня 1 кОм, сопротивление кожи зависит от внутренних и внешних причин и на порядок выше.

Во избежание несчастных случаев при работе с электрической медицинской аппаратурой, каждый работник должен соблюдать некоторые общие указания технической безопасности, в которых строго требуется:

- не касайтесь приборов одновременно двумя обнаженными руками, частями тела;
- не работайте на влажном, сыром полу, на земле;
- не касайтесь труб (газ, вода, отопление), металлических конструкций при работе с электроаппаратурой;

- не касайтесь одновременно металлических частей двух аппаратов (приборов).
- медицинские приборы должны быть заземлены
- поврежденные кабели не должны использоваться

При проведении процедур с использованием электродов, наложенных на пациента, трудно предусмотреть множество вариантов создания электроопасной ситуации (касание больным отопительных батарей, газовых и водопроводных труб и кранов, замыкание через корпус соседней аппаратуры и т. п.). Поэтому необходимо четко следовать инструкции по проведению данной процедуры, не делая каких-либо отступлений от нее.

Медицинская аппаратура должна нормально функционировать. Это требование, однако, не всегда выполняется, говоря точнее, такое требование не может выполняться сколько угодно долго, если не принимать специальных мер.

Врач, использующий медицинскую аппаратуру, должен иметь представление о вероятности отказа эксплуатируемого изделия, т. е. о вероятности порчи прибора (аппарата) или его частей, превышения или понижения допустимых параметров. Устройство, не отвечающее техническим условиям, становится неработоспособным. Отремонтировав, его можно сделать вновь работоспособным. Во многих случаях достаточно заменить лампу или резистор, чтобы изделие вновь функционировало нормально, однако может быть и так, что аппаратура оказывается настолько устаревшей и изношенной, что экономически нецелесообразно ее ремонтировать (восстанавливать). В связи с этим медицинский персонал должен иметь представление о ремонтпригодности аппаратуры и долговечности ее частей.

Способность изделия не отказывать в работе в заданных условиях эксплуатации и сохранять свою работоспособность в течение заданного интервала времени характеризуют обобщающим термином **надежность**.

Для медицинской аппаратуры проблема надежности особенно актуальна, так как выход приборов и аппаратов из

стройка может привести не только к экономическим потерям, но и к гибели пациентов.

Ремонт медицинских изделий запрещен. Их разрешено ремонтировать только в специально отведенных местах.

Способность аппаратуры к безотказной работе зависит от многих причин, учесть действие которых практически невозможно. Поэтому количественная оценка надежности имеет вероятностный характер. Так, например, важным параметром является **вероятность безотказной работы**. Она оценивается экспериментально отношением числа N работающих (не испортившихся) за время t изделий к общему числу N_0 испытывавшихся изделий:

$$P(t) = \frac{N(t)}{N_0} \quad (1.1)$$

Эта характеристика оценивает возможность сохранения изделием работоспособности в заданном интервале времени.

В зависимости от возможных последствий отказа в процессе эксплуатации медицинские изделия подразделяются на четыре класса:

А – изделия, отказ которых представляет непосредственную опасность для жизни пациента или персонала. Вероятность безотказной работы изделий этого класса должна быть не менее 0,99 в течение наработки между планово-предупредительными техническими обслуживаниями, а для изделий, не подлежащих техническим обслуживаниям (ремонт, поверка) – в течение установленного для них срока службы. К изделиям этого класса относятся приборы для наблюдения за жизненно важными функциями больного, аппараты искусственного дыхания и кровообращения и др.;

Б – изделия, отказ которых вызывает искажение информации о состоянии организма или окружающей среды, не приводящее к непосредственной опасности для жизни пациента или персонала, либо вызывает необходимость немедленного использования аналогичного по функциональ-

ному назначению изделия, находящегося в режиме ожидания. Вероятность безотказной работы изделий этого класса должна быть не менее 0,8. К таким изделиям относятся системы, следящие за больными, аппараты для стимуляции сердечной деятельности и др.;

В – изделия, отказ которых снижает эффективность или задерживает лечебно-диагностический процесс в не критических ситуациях, либо повышает нагрузку на медицинский или обслуживающий персонал, либо приводит только к материальному ущербу. К этому классу относится большая часть диагностической и физиотерапевтической аппаратуры, инструментарий и др.;

Г – изделия, не содержащие отказоспособных частей. Электро-медицинская аппаратура к этому классу не относится.

Медикам интересно знать, что понятие надежности можно с некоторой долей условности применять и к человеческому организму, рассматривая болезнь – как утрату работоспособности, лечение – как ремонт, а профилактика – как мероприятие, способствующее повышению надежности. Однако организм – сложная система, и «технический» подход возможен лишь отчасти, с учетом обратных связей и процессов регулирования.

Существует наука «метрология» – наука об измерениях, методах и средствах обеспечения их единства и способах достижения требуемой точности. Поскольку, любой прибор или аппарат имеет определенный срок безотказной службы, за истечением которого требуется полный осмотр по всем его основным параметрам, метрология здесь и поможет. Для метрологической поверки надо знать: *измерение и точность измерений, погрешность измерений, абсолютная и относительная погрешности.*

Измерение – процесс, заключающийся в определении значения величины с помощью специальных технических средств (прямые и косвенные).

Погрешность измерений – отклонение результата измерения от истинного значения измеряемой величины.

Абсолютная погрешность:

$$\Delta X = |X - X_0| \quad (1.2)$$

X – показания прибора,

X_0 – истинное значение измеряемой величины..

Относительная погрешность:

$$\gamma = \frac{|X - X_0|}{|X_0|} \cdot 100\% \quad (1.3)$$

Точность измерения – величина, отражающая близость результатов измерений к истинному значению измеряемой величины.

Существуют классы точности приборов.

Любое медико-биологическое исследование связано с получением и регистрацией соответствующей информации. Несмотря на разнообразие устройств и методов, употребляемых для этой цели, можно указать их общие схемы и принципы действия.

Для того, чтобы получить и зафиксировать информацию о состоянии и параметрах медико-биологической системы, необходимо иметь целую совокупность устройств.

Первичный элемент этой совокупности – чувствительный элемент средства измерений, так называемое устройство съема, которое непременно контактирует или взаимодействует с самой системой. В некоторых случаях части измерительной системы могут быть даже отнесены на значительные расстояния от объекта измерений.



Рис.1.1. Структурная схема измерительной цепи.

Структурная схема измерительной цепи изображена на рис 1.1. Эта схема является общей и отражает всевозможные

реальные системы, применяемые в медицине для диагностики и исследования. В устройствах медицинской электроники чувствительный элемент либо прямо выдает электрический сигнал, либо изменяет таковой сигнал под воздействием биологической системы. Таким образом, устройство съема преобразует информацию медико-биологического и физиологического содержания в сигнал электронного устройства. В медицинской электронике используются два вида устройств съема: электроды и датчики

Завершающим элементом измерительной цепи в медицинской электронике является средство измерений, которое отображает или регистрирует информацию о биологической системе в форме доступной для непо-средственного восприятия наблюдателем.

Во многих случаях между устройством съема и средством измерений имеются элементы, усиливающие начальный сигнал и передающие его на расстояние.

В структурной схеме (рис. 1.1) X означает некоторый измеряемый параметр биологической системы, например, давление крови. Буквой Y обозначена выходная величина, например, сила тока (мА) на измерительном приборе или смещение писчика (мм) на бумаге регистрирующего прибора. Для получения количественной информации о биологической системе должна быть известна зависимость $Y = f(X)$.

Большую часть медицинской аппаратуры составляют электромедицинские приборы и аппараты, представляющие собой электротехнические или электронные устройства. Имеется также аппаратура, использующая механическую энергию, содержащая: твердые тела — аппараты для вытяжения костей, для механотерапии и др.; жидкости — водолечебные установки; газа — наркозные аппараты, аппараты для искусственной вентиляции легких и др.

В процессе функционирования аппаратуры, она оказывается определенным образом, связанной с пациентом. При этом в системе «аппаратура-пациент» устанавливается движение энергии от аппаратуры к пациенту или наоборот. В

зависимости от направления потока энергии всю электромедицинскую аппаратуру можно разделить на две части: аппаратуру воздействующую и аппаратуру воспринимающую.

В то же время, электромедицинская аппаратура по функциональному признаку, т.е. в зависимости от целей, для которых она используется, разделена на терапевтическую и диагностическую. Изделия терапевтической аппаратуры принято называть аппаратами, изделия диагностической аппаратуры - приборами.

Диагностические приборы предназначены для исследования характеристик живого организма с тем, чтобы установить возможные отклонения от нормы и вызвавшие их причины. Диагностические приборы могут быть как воздействующими, так и воспринимающими.

Воздействующие диагностические приборы дают необходимую информацию по реакции пациента на определенное воздействие (например, диагностические электро-стимуляторы) либо по внесенному телом пациента возмущению в поток энергии (рентгеновское просвечивание, ультразвуковая эхография и т.п.). При диагностике воздействующими приборами стремятся, как правило, снизить до минимально возможного уровня энергию воздействия, чтобы исключить побочные вредные для организма эффекты. Предел такому снижению кладет чувствительность организма к воздействию либо чувствительность метода регистрации внесенных возмущений.

Воспринимающие диагностические приборы дают информацию о различных процессах в организме - генерируемых тканями и органами биопотенциалах, звуковых тонах сердца, температуре тела и др. Воспринимающие диагностические приборы аналогично любым другим измерительным приборам должны оказывать минимальное влияние на исследуемый процесс и передавать информацию с наименьшими искажениями.

Воздействующие терапевтические аппараты и диагностические приборы в зависимости от формы, в которой используется энергия, направленная на пациента, делятся на воздействующие электрической энергией и воздействующие механической энергией (по сложившейся терминологии многие диагностические воздействующие приборы принято называть аппаратами, например, рентгеновские, для электродиагностики и др.). Аппаратуру, использующую для воздействия механическую энергию, можно разделить по агрегатному состоянию рабочего тела, т.е. тела, непосредственно соприкасающегося с пациентом. Рабочее тело может быть твердым, жидким или газообразным. Соответственно можно выделить электромедицинские механические, гидравлические и газовые аппараты и приборы. К первым относятся ультразвуковые терапевтические аппараты и диагностические приборы, аудиометры, вибромассажные аппараты и др., ко вторым - аэрозольные аппараты с центробежными и ультразвуковыми распылителями, к третьим - аппараты для искусственной вентиляции легких с электроприводом.

Аппаратура, воздействующая электромагнитной энергией соответственно используемой части спектра электромагнитных колебаний, включает в себя аппараты и приборы низкочастотные, высокочастотные, светооптические, рентгеновские и радиологические.

Дальнейшая классификация дается только для рассмотренных в настоящем курсе терапевтических низкочастотных и высокочастотных аппаратов. Низкочастотные (НЧ) терапевтические аппараты делятся на две группы, в зависимости от формы воздействующей энергии (ток, поле). Среди аппаратов, воздействующих током, можно выделить три группы соответственно виду тока (постоянный, переменный или импульсный). Дальнейшее деление этих аппаратов производится по функциональному признаку и включает в себя названия медицинских методик.

Аппараты, воздействующие НЧ полем, делятся в зависимости от рода поля, т.е. используемой составляющей

поля индукции (электрическое, магнитное). Следующая ступень классификации определяется видом поля (постоянное, переменное, импульсное). Дальнейшее деление – по медицинским методикам.

Высокочастотные (ВЧ) терапевтические аппараты составляют две группы в соответствии с формой используемой энергии (ток, поле). Аппараты, воздействующие полем, делятся на три группы в зависимости от используемой составляющей электромагнитного поля (электрическое, магнитное, электромагнитное). Дальнейшее деление аппаратов, воздействующих как током, так и полем – в зависимости от режима колебаний (непрерывный, импульсный). Заканчивается классификация высокочастотных терапевтических аппаратов конкретными медицинскими методиками.

Диагностические низкочастотные и высокочастотные воздействующие приборы насчитывают всего несколько наименований.

Примером низкочастотных приборов являются приборы для электродиагностики, примером высокочастотных – приборы для импедансной плетизмографии.

Классификация диагностических воспринимающих приборов основана на форме энергии, передаваемой от пациента к прибору. При диагностике может восприниматься электрическая, механическая, тепловая, химическая энергия. Электрическая энергия воспринимается в виде биопотенциалов различных тканей и органов (сердца, мышц, мозга, желудка и др.). Механическая энергия передается от организма к прибору в виде акустических тонов сердца (фонокардиография), незначительных движений всего тела в результате толчков крови в сердце и крупных сосудах (баллистокардиография), перемещений участков тела в результате сокращения желудка, матки (гистерография) и т.д. Тепловая энергия тела воспринимается при измерении температуры контактным (электрические термометры) или бесконтактным (термография) методом, использующим инфракрасное (ИК) излучение тела. Химическая энергия

используется при измерении концентрации кислорода, водорода в крови с помощью контактных электродов.

При проектировании медицинских приборов необходимо учитывать ряд факторов:

1. Создаваемые медицинские приборы должны быть градуированы в единицах физических величин, значения которых являются конечной медицинской измерительной информацией.

2. При пользовании прибором время измерения, вплоть до получения конечного результата, должно быть как можно меньше, а информация при этом как можно полнее. Этим противоречивым требованиям удовлетворяют измерительные комплексы, включающие вычислительные машины.

3. При метрологическом нормировании создаваемого медицинского прибора важно учитывать, с какой точностью достаточно представить результаты, чтобы можно было сделать диагностический вывод.

4. Многие медицинские приборы выдают информацию на регистрирующем устройстве (например, электрокардиограф), поэтому следует учитывать погрешности, характерные для этой формы записи.

5. Одна из проблем - терминологическая. Согласно требованиям физической метрологии, в названии измерительного прибора должна быть указана физическая величина или единица (амперметр, вольтметр, частотомер и др.). Название медицинских приборов не отвечает этому принципу (электрокардиограф, фонокардиограф, реограф и др.). Так, электрокардиограф следовало бы назвать милливольтметром с регистрацией показаний (или регистрирующим милливольтметром).

6. При конструировании диагностических приборов с воздействующей энергией необходимо стремиться снизить до минимально возможного уровня энергию воздействия, чтобы исключить побочные вредные для организма эффекты. Предел такому снижению кладет чувствительность организма

к воздействию либо чувствительность метода регистрации внесенных возмущений.

7. Воспринимающие диагностические приборы, аналогично любым другим измерительным приборам, должны оказывать минимальное влияние на исследуемый процесс и передавать информацию с наименьшими искажениями.

Естественно, что при создании медицинской аппаратуры должны быть учтены и иные требования (санитарно-гигиенические, вопросы безопасности, надежности и др.).

В связи с развитием электронных устройств широкое распространение получил диагностический метод, основанный на записи биопотенциалов, возникающих в живом организме и отражающих функциональное состояние различных органов и систем.

Поскольку биопотенциалы очень тонко отражают функциональное состояние органов и тканей в норме и патологии, регистрация их с последующим анализом является важным примером при физиологических исследованиях и диагностики заболеваний. В данное время применяется регистрация биопотенциалов многих органов и систем:

1. Сердца – ЭКГ (электрокардиограмма).
2. Головного мозга – ЭЭГ (электроэнцефалография).
3. Нервных стволов и мышц – ЭМГ (электромиография).
4. Сетчатки глаз – ЭРГ (электроретинография).
5. Кожных потенциалов – ХРГ (кожное – гальваническая реакция).
6. Электрогастрография (ЭГГ).
7. Реография.
8. Плетизмография и др.

Рассмотрим принципиальное устройство соответствующих приборов на примере электрокардиографов. Приборы, которые регистрируют ЭКГ, называются электрокардиографами. В настоящее время применяют электронно-усилительные приборы, принципиальная схема которых складывается

из четырех частей: входного устройства, усилителя, регистрирующего устройства и блока питания.

Входное устройство снимает биопотенциалы с поверхности тела человека и подает их на усилитель. Устройство состоит из электродов, кабеля отведения и переключателя. Кабель отведения представлен набором маркированных проводов (цветовая маркировка). Каждый провод имеет конкретное назначение. Электроды изготавливаются обычно из металла и имеют гнезда для подключения проводов кабеля. Электроды, располагаемые на конечностях, представляют собой прямоугольные пластинки размером 6х2,5 см, на грудной клетке располагаются круглые электроды диаметром 15 мм. Первые фиксируют на конечностях посредством резиновых лент, вторые снабжены присасывающим приспособлением. Предварительно кожу в местах наложения электродов обезжиривают, чтобы снизить электрическое сопротивление. Под электроды помещают прокладки из байки или марли, смоченные теплым изотоническим раствором хлорида натрия.

Усилитель трансформирует малые электрокардио-сигналы (0,7-2 мВ) до больших величин, подлежащих анализу.

Регистрирующие устройства бывают с фотозаписью, чернильной записью, тепловой записью и записью через копировальную бумагу. Каждое регистрирующее устройство имеет свои преимущества и недостатки.

Источниками питания могут быть аккумуляторы, батареи и сеть переменного тока. Большинство современных электрокардиографов являются сетевыми.

Регистрация и анализ биопотенциалов сердца с целью изучения о функциональном состоянии его нервно - мышечного аппарата является одним из важнейших диагностических методов при сердечно-сосудистых заболеваниях.

Распространение меняющегося потенциала мембран сердца связано с распространением потенциала действия, выраженного в изменении электрического поля вокруг сердца.

Это поле может быть зафиксировано с помощью электродов, приложенных к различным точкам поверхности тела. Посредством записи изменений электрических сигналов во времени можно получить представление о работе сердца и установить наличие болезни или нарушения в его деятельности. Эта техника называется электрокардиографией.

Электрокардиография основывается на теории Эйнтховена, позволяющей судить косвенно о биопотенциалах сердца, путем измерения потенциалов в определенных точках на поверхности тела человека.

Запись ЭКГ осуществляется при усилении аппарата $1 \text{ мВ} = 10 \text{ мм}$. Чаще всего применяемая скорость движения бумаги 50 мм/с . Во время работы электрокардиограф и металлическая кровать или сетка, на которой лежит пациент, должны быть заземлены. Исследование проводят в теплом помещении во избежание дрожи больного, после $10 - 15$ минутного отдыха, не ранее чем через 2 ч после приема пищи. Во время исследования пациент лежит на спине с вытянутыми вдоль туловища руками, расслабив мускулатуру, в удобной, свободной позе.

§ 1.5. Медицинские НЧ приборы терапевтического назначения

Возбуждение или раздражение живого организма, наблюдаемые в естественных условиях, могут быть также вызваны электрическими импульсами различной силы, частоты и амплитуды. Это обстоятельство натолкнуло исследователей на идею использования электрического тока для изменения функционального состояния клеток, органов и тканей, и получила название электростимуляции. В основе действия электрического тока на ткани организма лежит движение заряженных частиц, преимущественно ионов тканевых электролитов. В результате чего изменяется обычный состав ионов по обе стороны клеточной мембраны,

в связи с этим в клетке происходят биофизические и физиологические процессы, вызывающие ее возбуждение.

Экспериментально доказано, что раздражающее действие тока наблюдается при изменении силы тока и скорости, с которой это изменение происходит (закон Дюбуа-Реймона).

Поскольку сила тока в растворе электролита зависит, как от числа движущихся ионов, так и от скорости их перемещения, то скорость изменения силы тока будет определяться ускорением этих частиц.

Поэтому можно утверждать, что раздражающие действия электрического тока обусловлены ускорением при перемещении ионов тканевых электролитов. Исходя из этих соображений для электростимуляции используют электрические токи с быстро изменяющимися характеристиками.

Основными характеристиками импульсного тока являются:

- а) частота повторений — f ;
- б) длительность каждого импульса (t_n) и, соответственно, длительность паузы (t_0) между импульсами: $t_0 = T - t_n$;
- в) форма импульса, особенно крутизна переднего фронта — $\operatorname{tg}\alpha$;
- г) скважность следования импульсов — S , т.е. отношение периода импульса к его длительности, отсюда, т.е. зная скважность импульсного тока, можно найти отношение длительности паузы к длительности импульса.

В электротерапии применяются одиночные импульсы, серии импульсов (посылки), состоящие из определенного числа импульсов, а также импульсы, повторяющиеся ритмически с определенной частотой.

Раздражающий эффект импульсного тока, главным образом, зависит от его формы, особенно от крутизны нарастания $\operatorname{tg}\alpha$, длительности t_n и амплитуды U .

В физиологических исследованиях, а также в электродиагностике для определения функционального или анатомического состояния нервных стволов мышц чаще всего применяются прямоугольные импульсы.

Раздражающее действие прямоугольных импульсов в значительной степени зависит от их длительности, обуславливающей наибольшее смещение ионов за время действия импульса. Эта зависимость описывается уравнением Вейса-Лапика,

$$i_n = \frac{a}{t_u} + b$$

где i_n — пороговая сила тока (амплитуда импульса), t_u — длительность импульса, a и b — коэффициенты зависящие от природы возбудимой ткани и ее функционального состояния.

Наибольшее распространение в клинике имеет электростимуляция мышц опорно-двигательного аппарата, применяемая для поддержания их жизнедеятельности и предупреждения атрофии в период нарушения естественной иннервации, например при травматическом поражении нервного ствола. Ритмические упражнения (сокращения и расслабления) мышц, вызываемые электрическим раздражением, поддерживают способность, обеспечивают необходимый обмен веществ и позволяют сохранить нормальное функциональное состояние в период регенерации нервного ствола.

При неполных поражениях нервного ствола, функция мышц частично сохраняется, электростимуляция применяется в форме активных упражнений, при которых электрическое раздражение используется для поддержания и усиления активного движения, совершаемого с участием пораженных мышц.

Из импульсных токов низкого напряжения и низкой частоты наибольшее применение имеют следующие виды:

- а) постоянный и импульсный ток;
- б) ток прямоугольной формы;
- в) ток треугольной формы;

г) ток экспоненциальной формы.

1. Импульсный ток прямоугольной формы (частота 10-100 Гц, длительность импульса 0,1-1 мс). Этот вид тока усиливает тормозные процессы в центральной нервной системе, вызывая состояние, близкое к физиологическому сну. Его используют для лечения электросном. Источником такого тока служат аппараты для электросна: «ЭС-2», «ЭС-3», «ЭС-4Т».

2. Импульсный ток треугольной формы (тетанизирующий ток; частота 100 Гц, длительность импульса 1-1,5 мс). Он вызывает длительное сокращение поперечнополосатых мышц, а поэтому в лечебной практике преимущественно используется для электростимуляции.

3. Импульсный ток экспоненциальной формы (длительность импульсов от 3 до 60 мс, частота от 8 до 80 Гц). Эту форму тока также применяют для электростимуляции мышц.

Источниками тетанизирующих и экспоненциальных токов являются аппараты типа «АСМ» и «УЭИ-1» и др.

4. Диадинамические токи (токи Бернара) представляют собой разновидность импульсных синусоидальных токов. Импульсы могут подаваться к больному непрерывно как в виде коротких, так и длинных серий. Диадинамические токи с успехом используются при травматических поражениях мышечно-связочного аппарата, заболеваниях периферических нервов с наличием болей, дегенеративно-дистрофических поражениях суставов и позвоночника, дискинезиях органов. В последние годы они применяются и для электростимуляции мышц, а также используют для лекарственного электрофореза.

Источниками диадинамических токов являются аппараты «СНИМ-1», «Модель-717», «Тонус-1», «Тонус-2», «ДТ-50-3».

5. Синусоидальные модулированные токи — это синусоидальные токи с частотой 5000 Гц, модулированные синусоидальными колебаниями низкой частоты (от 10 до 150 Гц). Они сочетают в себе достоинства токов высокой и низкой частот: свободно проникают в глубь тканей, активны по отношению к нервно-мышечным и сосудистым систем

Синусоидальные модулированные токи генерируются аппаратами типа «Амплипульс», «Амплипульс-3», «Амплипульс-3Т», «Амплипульс-4».

Способность синусоидальных модулированных токов вызывать сокращение мышц позволяет с успехом использовать их для электростимуляции. Они широко применяются для лечения больных с различными заболеваниями периферической нервной системы, в том числе, и вегетативными расстройствами, для стимулирования функций некоторых внутренних органов, при нарушениях периферического кровообращения, облитерирующих заболеваниях сосудов конечностей, при различных травматических поражениях мышечно-связочного аппарата, заболеваниях суставов и др. Выпрямленные синусоидальные модулированные токи могут быть применены для лекарственного электрофореза.

Флуктуирующие токи — переменные токи звуковой частоты в диапазоне от 20 Гц до 20 кГц. Частота и интенсивность импульсов беспорядочно меняется. Особенностью действия таких токов на организм является то, что беспорядочная смена параметров колебаний препятствует возникновению адаптационных процессов в тканях, которые неизбежно возникают при ритмических воздействиях. Флуктуаризация усиливает кровообращения — и лимфообращения, улучшает проницаемость сосудов, активизирует обменные процессы, оказывает обезболивающее действие. Применяется преимущественно в стоматологии для оказания обезболивающего действия.

Терапевтическая аппаратура составляет основную часть медицинской техники. Ее применение основано на лечебном воздействии различных физических факторов на организм. В качестве физического фактора, действующего на организм больного, используются постоянные токи, переменные и импульсные токи с различной частотой, постоянные и переменные электрические магнитные и электромагнитные поля. Следовательно, классификация аппаратуры и методов

лечения проводится на основе используемого физического фактора.

Так, метод гальванизации и электрофореза основан на применении постоянного тока небольшой силы. В лечебных методах и аппаратах: электростимуляция, электросон, диадинамотерапия, интерференцтерапия, амплипульстерапия, флюктуаризация используются переменные и импульсные токи различной формы, низкой частоты и низкого напряжения.

В следующих группах терапевтических аппаратов и методов лечения в качестве действующего физического фактора на организм используются переменные и импульсные токи высокой частоты (ВЧ) и сверхвысокой частоты (СВЧ) и их поля. Поэтому эти процедуры называются высокочастотной терапией. Дарсонвализация, диатерапия, УВЧ-терапия, импульсная УВЧ-терапия, микро-волновая терапия (ДМВ и СВЧ терапия) и электрохирургия относятся к этой группе.

Воздействие на организм постоянным электрическим полем высокой напряженности, используется при франклинизации, которая называется методом электротерапии. Также используется действие на организм потока аэроионов, что может применяться и в качестве самостоятельного лечебного метода – аэроионотерапии.

В настоящее время широко входят в практику методы воздействия на организм постоянным или переменным (импульсным) магнитным полем, т.е. магнитным составляющим электромагнитного поля.

Общие структурные схемы (блок-схема) большинства терапевтических аппаратов едины (кроме аппарата гальванизации). Основной частью всех аппаратов являются низко или высокочастотные генераторы (НЧ или ВЧ генератор), которые генерируют импульсные токи различной частоты и формы (прямоугольные, пилообразные, трапецеидальные, экспоненциальные и др.).

Далее импульсный ток усиливается выходным усилителем и передается с помощью электрода (в некоторых терапевтических аппаратах через терапевтический контур) на организм. При этом величина и форма выходного сигнала контролируются измерительными приборами или осциллографом.

В некоторых типах терапевтической аппаратуры генерируемый сигнал модулируется, т.е. амплитуда или частота сигнала подвергается изменению по заданному закону, затем усиливается и передается электродам (или через терапевтический контур). Величина и форма выходного сигнала контролируется измерительными устройствами.

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. *Что такое электроника?*
2. *Электроника в медицине: электронные приборы и аппараты?*
3. *Что такое медицинская аппаратура ?*
4. *Что надо знать при работе с медицинской аппаратурой?*
5. *Воздействующие терапевтические аппараты и диагностические приборы?*
6. *Высокочастотные (ВЧ) терапевтические аппараты?*
7. *Медицинские НЧ приборы терапевтического назначения?*

ТЕСТОВЫЕ ВОПРОСЫ

1. **Электроника – это**
 - а) наука о взаимодействии между электрическими зарядами;
 - б) наука о взаимодействии электронов с электромагнитными полями и о методах создания электронных приборов и устройств;
 - в) наука о взаимодействии между электрическими токами и магнитами.
2. **Электрокардиограф относится к**
 - а) электрическим стимуляторам;
 - б) диагностической аппаратуре;
 - в) физиотерапевтической аппаратуре.
3. **Аппарат для гальванизации относится к**
 - а) электронной измерительной аппаратуре;
 - б) диагностической аппаратуре;
 - в) физиотерапевтической аппаратуре.
4. **Дефибрилляторы относятся к**
 - а) стимуляторам;

- б) диагностической аппаратуре;
- в) физиотерапевтической аппаратуре.

5. Реографы относятся к

- а) стимуляторам;
- б) диагностической аппаратуре;
- в) физиотерапевтической аппаратуре.

6. Аппараты дарсонвализации относятся к

- а) стимуляторам;
- б) диагностической аппаратуре;
- в) физиотерапевтической аппаратуре.

7. Системный подход в развитии медицинской аппаратуры заключается в

- а) создании комплексов съема, передачи, обработки информации;
- б) использование общих деталей в конструкции приборов;
- в) использовании интегральных микросхем.

8. Стандартизация в развитии медицинской аппаратуры заключается в

- а) создании комплексов съема, передачи, обработки информации;
- б) использование общих деталей в конструкции приборов;
- в) использовании интегральных микросхем.

9. Вероятность безотказной работы аппаратуры/приборов

- а) способность аппаратуры сохранять работоспособность в заданных условиях заданное время;
- б) равна отношению числа N исправных приборов к общему числу K работающих приборов за время t ;
- в) равна отношению числа отказов dN к произведению времени dt на общее число N работающих приборов.

ГЛАВА 2.

ОСНОВЫ МЕДИЦИНСКОЙ ЭЛЕКТРОНИКИ

§ 2.1. Солнечные лучи и электроника в медицине

§ 2.2. Современные тепловизоры

**§ 2.3. Этапы функционирования электрической
цепи медицинской аппаратуры**

§ 2.4. Основные схемные элементы и их модели

§ 2.1. Солнечные лучи и электроника в медицине

За свои долголетние исследования доктор Н.Финзен был удостоен Нобелевской премии по физиологии и медицине. Изучая свойства и действия солнечных лучей на живые организмы, Н.Финзен, впервые, для лечения больных начал применять ультрафиолетовые (УФ) лучи, которые, как известно, оказывают бактерицидное действие. В естественных условиях больные подвергались воздействию солнечных лучей. При лечении в помещении для этого использовалась электрическая дуга. В этом случае ожогов не было, а туберкулезные микробактерии погибали под действием УФ излучения.

УФ излучение охватывает диапазон (промежуток) длин волн от 380 нм (граница видимого света) и до 10 нм (граница рентгеновского излучения). Оно делится на дальний (200-10 нм) и ближний (380-200 нм) диапазоны длин волн.

УФ излучение поглощается стеклом, но при длине волны 200 нм проходит через кварц, каменную соль и специальное стекло. При длинах < 200 нм излучение поглощается тонким слоем произвольных веществ, даже воздуха. В ткани живого организма УФ луч проникает на 0,1-1 мм и вызывает при этом сильную биологическую реакцию, которая проявляется в виде эритемы. Эритемой называют интенсивное покраснение кожи, которое проявляется через 6-12 часов после облучения, позже оно переходит в светло-коричневую пигментацию - загар.

Выделяют три зоны УФ лучей:

1. Зона А - антирахитная. Длина волны от 400 до 315 нм, имеет укрепляющее и загартовывальное действие. Используется в гигиенических и профилактических целях.

2. Зона В - эритемная. Длина волны от 315 до 280 нм, характеризуется эритемным действием, наиболее выраженная при длине волны 296,7 нм. Используется в лечебных целях.

3. Зона С - бактерицидное. Длина волны от 280 до 200 нм, отличается бактерицидным действием, наиболее выраженная при длине волны 253,7 нм. Используется для дезинфекции.

Из других биологических эффектов УФ облучения следует отметить образование витамина Д, который способствует всасыванию из кишечника и усвоению кальция, который входит в состав костей и выполняет ряд существенных физиологических функций. При недостаточном количестве витамина Д, кальций, входящий в состав пищи, не усваивается, и потребность в нем восстанавливается за счет кальция костей, что приводит к рахиту. Витамин Д содержится в мясе и жире животных, однако он может образовываться и в самом организме под действием УФ лучей с длинами волн от 280 до 315 нм. Гибель стафилококков происходит при длинах волн ~ 265 нм.

Закон Стефана - Больцмана и закон смещения Вина составляют основу медицинской термографии, которая позволяет проводить измерения температуры тела без физического контакта с ним и определяет температуру различных его участков с точностью до нескольких десятых Кельвина.

Термография — это метод регистрации излучения от различных участков поверхности тела человека с целью определения расположения патологического очага; это безвредный и неинвазивный метод лучевой диагностики, регистрирует инфракрасное (тепловое) излучение от поверхности тела человека. Поверхность кожи человека, которая полностью поглощает инфракрасное (ИК) излучение и, согласно закону Кирхгофа, излучает ИК излучения.

Физиологической основой термографии является увеличение интенсивности теплового излучения над патологическими очагами в связи с усилением в них кровоснабжения и обменных процессов. Уменьшение интенсивности кровообращения в тканях и органах связана «погашением» их теплового поля.

Контактную термографию проводят с помощью пластических тонких жидких кристаллов, которые способны менять свой цвет в зависимости от температуры. Каждый термоиндикатор имеет определенную цвето-температурную характеристику, по которой можно изучать распределение температуры на поверхности тела пациента.

Бесконтактная (дистанционная) термография регистрирует ИК лучи с поверхности тела с помощью зеркала, которое направляет тепло детектору. Детектором служит кристалл размером до $0,5 \times 0,5$ мм, в котором при нагревании возникают электрические сигналы. Эти сигналы усиливаются и воспроизводятся в виде изображения на экране монитора или распечатываются на бумаге.

Если с помощью обычной термографии (в микронном диапазоне волн) исследуют температуры поверхности тела, то в миллиметровом и дециметровом диапазонах ИК спектра излучения можно оценить состояние внутренних органов человека.

Обследование неинвазивное. Информация, получаемая методами традиционной термографии, может быть значительно расширена путем применения динамического ИК-термография. Это значительно повышает диагностические возможности метода, особенно на ранних стадиях развития заболеваний.

Область применения: онкология, гастроэнтерология, нейрохирургия, педиатрия, дерматология, ортопедия, ревматология, травматология, ЛОР-патология, пульмонология, ангиология, эндокринология, психология и психиатрия, воспалительные процессы, локальные опухоли, нарушения кровообращения, травмы, процессы заживления ран, психические процессы.

Противопоказаний нет, исследование может повторяться многократно. Как самостоятельный диагностический метод используется редко, обязательно сопоставление с данными клинического и рентгенологического обследований больного.

Преимуществами термографии, как способа технической диагностики, является универсальность, дистанционность, быстродействие, высокая производительность и безопасность.

Приборы для термографии, тепловизоры, которые используются сегодня в термографической диагностике, являются сканирующие устройства, состоящие из систем зеркал, фокусирующих ИК излучение от поверхности тела на чувствительный приемник (фотосопротивление с сурьмянистого индия, активированного германием, с добавлением цинка, золота и ртути).

Такой приемник требует охлаждения (используется жидкий азот, жидкий водород, неон), которое обеспечивает высокую чувствительность. В приборе тепловое излучение последовательно преобразуется в электрический сигнал, который усиливается и регистрируется как полутонные изображения.

Тело человека является источником ИК излучения. Максимальная энергия излучения соответствует длине волны 9,6 мкм. У здорового человека распределение температур по телу и излучения стандартное. Воспалительные процессы, опухоли могут изменять температуру отдельных участков тела, за счет чего интенсивность излучения от них меняется. Поэтому регистрация теплового излучения от различных участков тела человека используется как диагностический метод.

§ 2.2. Современные тепловизоры

Тепловизор ТКВр - ИФП СВИТ является термографической камерой третьего поколения, работающий в реальном масштабе времени (рис.2.1.). Фотоприемным элементом служит фокальная матрица полупроводниковых конденсаторов на основе арсенида индия (InAs). Камера предназначена для измерения температуры и анализа статических и переменных во времени картин теплового состояния объектов. Тепловое изображение объектов формируется

специальным ИК объективом и регистрируется с помощью фокальной матрицы, установленной в фокальной плоскости объектива. Фоточувствительная матрица регистрирует излучение кожных покровов человека.

В техническом отношении одним из преимуществ тепловизора "Мир" является то, что этот тепловизор построен на основе матричного ИК-детектора. Это преимущество проявляется по сравнению с традиционными тепловизорами, использующие внутренние сканирующие системы. В связи с использованием принципа накопления информационного сигнала матричные тепловизоры при прочих равных условиях выигрывают в сканирующих системах по совокупности таких параметров, как надежность, чувствительность, быстродействие и пространственное разрешение.



Рис. 2.1. Тепловизор ТКВр - ИФП СВИТ.

Современные тепловизоры имеют два типа матричных приемников излучения – охлаждаемые и неохлаждаемые. Они также делятся на наблюдательные и измерительные системы. Как правило, охлаждаемые детекторы используются в стационарных и переносных наблюдательных приборах дальнего действия, а также в стационарных измерительных камерах, которые предназначены для научных исследований и медицинской диагностики. Неохлаждаемые матрицы встраиваются в портативных наблюдательных и измерительных приборах общего назначения для измерения температуры в области промышленности, энергетики и строительства.

Качество картинки и точность измерения удаленных объектов малых размеров зависят от размерности матрицы. Например, точность измерения температуры сильно зависит от размерности матрицы. Если для матрицы 320×240 элементов, это изменение чуть более 10% по сравнению с матрицей 640×480 элементов, то для матрицы 160×120 элементов температура уменьшается почти в два раза. При этом сам дефект находится на грани различимости. Применение матриц с более низким разрешением, чем 160×120 элементов не только не позволяет правильно измерить температуру удаленных объектов, но и не дает возможность.

Дополнительная приближающая оптика позволяет приборам с матрицами 160×120 и 320×240 элементов получать пространственное разрешение, аналогичное камерам с матрицами 640×480 элементов (рис.2.2.).

Выбор тепловизора зависит от финансовых возможностей и задач, которые требуется решать. Самые дорогие системы – с более высоким разрешением. Комплекты с меньшим разрешением и дополнительной оптикой несколько дешевле, но они менее удобны. В любом случае консультация специалиста и грамотный совет не помешает людям, собирающимся заняться ИК диагностикой.

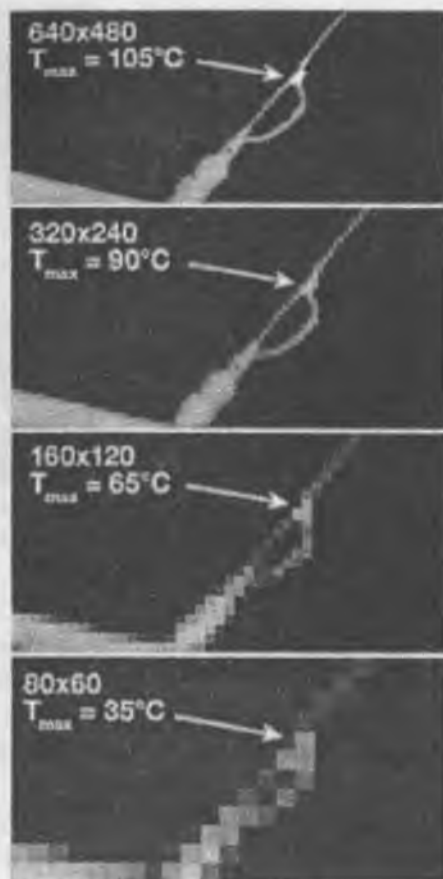


Рис.2.2. Изображены термограммы нагретого контакта на проводе, сделанные приборами с разным пространственным разрешением.

Компактные измерительные тепловизоры NEC AVIO F30 и EasIR являются одними из самых миниатюрных приборов с неохлаждаемыми болометрическими матрицами 160×120 элементов (рис.2.3.). Они имеют следующие характеристики:



*Рис.2.3. Компактные измерительные тепловизоры
NEC AVIO F30 и EasIR.*

чувствительность $0,1^{\circ}\text{C}$, вес 0,35 кг; диапазон измерения температуры у F30 от -20°C до 350°C . Встроенные видеокамеры тепловизоров обеих серий имеют функции совмещения видео картины и тепловизионного анализа.

Электрические цепи и электрические схемы. Информационная система – совокупность устройств, приборов, элементов для реализации информационных процессов. Для примера на рис. 2.4. приведена структурная схема информационной системы для управления процессом проката металла: Об – объект управления, Д – датчики; К – коммутатор; У – усилитель; Ф – фильтр; АЦП – аналогово-цифровой преобразователь; ЦАП – цифро-аналоговый преобразователь; ЦС – цепь связи; УП – устройство преобразования; ИМ – исполнительный механизм; нэс – неэлектрический сигнал; аэс – аналоговый электрический сигнал; цэс – цифровой электрический сигнал.

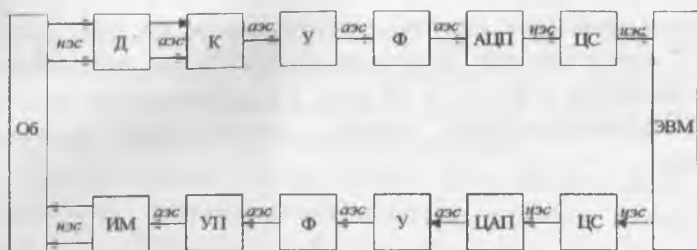


Рис. 2.4. Структурная схема информационной системы для управления процессом проката металла.

В информационную систему входят элементы, устройства, приборы, составляющие систему. Деление системы на элементы, устройства и приборов производится в соответствии функциями, выполняемыми этими структурными единицами.

Примеры.

1. Элемент выполняет одну операцию над электрическим сигналом. Диод — дискретный элемент, полупроводниковый прибор, выполненный конструктивно завершённым. Диод предназначен для нелинейного преобразования напряжения в ток. Его условное графическое обозначение на электрических принципиальных схемах приведено на рис. 2.5

Рис. 2.5. Графическое обозначение на электрических принципиальных схемах Диода.

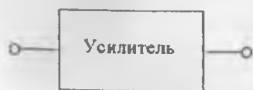


Рис. 2.6. Усилитель.



Рис. 2.7. Функциональная схема инвертирующего усилителя с $K_U=5$.

2. Устройство выполняет определенную функцию над сигналом, например усиление, фильтрацию. На рис. 2.6

изображен фрагмент системы, приведенной на рис. 2.4. На рис. 2.7. представлена функциональная схема инвертирующего усилителя с $K_U=5$, а на рис. 2.8 - возможная электрическая принципиальная схема, реализующая функцию усиления.

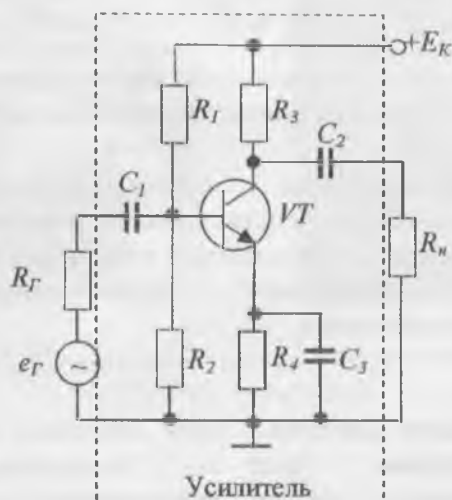
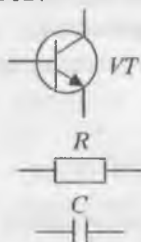


Рис. 2.8. Возможная электрическая принципиальная схема, реализующая функцию усиления.

В схеме на рис. 2.8 использованы следующие обозначения элементов:



биполярный
транзистор $n-p-n$ типа,

резистор,

конденсатор

В результате решения задачи синтеза создается электрическая цепь.

Электрическая цепь предназначена для передачи энергии от источника энергии в нагрузку. Источники энергии можно

подразделить на первичные (сеть, аккумуляторы, батареи и т.п.) и вторичные, предназначенные для преобразования энергии первичного источника в энергию, необходимую для питания какой-либо электронной системы

Электрической цепью может быть любая цепь связи, передающая электрические сигналы, любая электронная схема.

§ 2.3. Этапы функционирования электрической цепи медицинской аппаратуры

Все процессы в электрической цепи могут быть описаны с помощью законов электротехники при наличии понятий ЭДС, тока и напряжения.

Синтез электрической цепи осуществляется в несколько этапов.

1. Системотехнический этап. Создается структурная схема – условное графическое изображение реальной цепи, отражающее только важнейшие функциональные части цепи и основные связи между ними.

Например, структурная схема вторичного источника энергии или блока питания (рис. 2.9) представлена на рис. 2.10, причем на рис. 2.10 (а) для обозначения структурных единиц использованы текстовые обозначения; на рис. 2.10 (б) – цифровые и на рис. 2.10 (в) – условные обозначения.

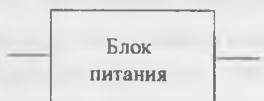


Рис. 2.9. Блок питания.

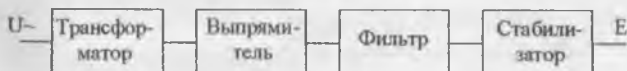


Рис. 2.10. а



Рис. 2.10.6



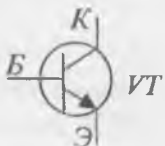
Рис. 2.10.в

2. Схемотехнический этап, на котором осуществляется синтез электрической принципиальной или функциональной схемы.

На схемах принципиальных, электрических все входящие в них элементы представлены в виде условных графических обозначений, соответствующих ГОСТам ЕСКД. Это последний этап синтеза.

Анализ электрической цепи — это определение параметров и характеристик электрической цепи. В процессе анализа электротехника рассматривает не реальную схему, а некий идеализированный вариант (модель). В процессе анализа представляемая схема должна быть заменена ее эквивалентом.

Например, для схемы усилителя (рис. 2.8) могут быть применены разные эквивалентные схемы, с учетом наличия разных эквивалентов полупроводникового прибора — транзистора *VT*.



Б — базовый электрод (база),
Э — эмиттерный электрод
(эмиттер),
К — коллекторный электрод
(коллектор).

Возможны два варианта эквивалентной схемы транзистора.

1. Нелинейная эквивалентная схема – модель Молла-Эберса биполярного транзистора приведена на рис. 2.11.

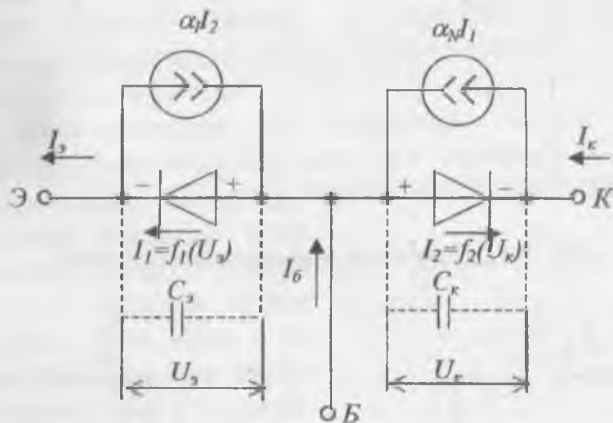


Рис. 2.11. Нелинейная эквивалентная схема – модель Молла-Эберса биполярного транзистора.

2. Лине́йная эквивалентная схема – физическая малосигнальная модель биполярного транзистора (рис. 2.12) или его четырехполюсная модель (рис. 2.13).

Выбор эквивалентной схемы зависит от входного сигнала. Все эквивалентные схемы могут быть представлены при наличии функционально полного набора из десяти элементов: пяти двухполюсных и пяти четырехполюсных. Тип элемента определяется, исходя из физических процессов протекающих в них и количества выводов элемента.

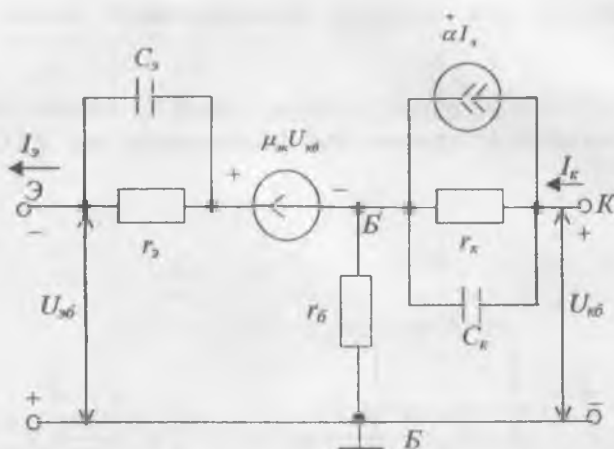


Рис. 2.12 Линейная эквивалентная схема.

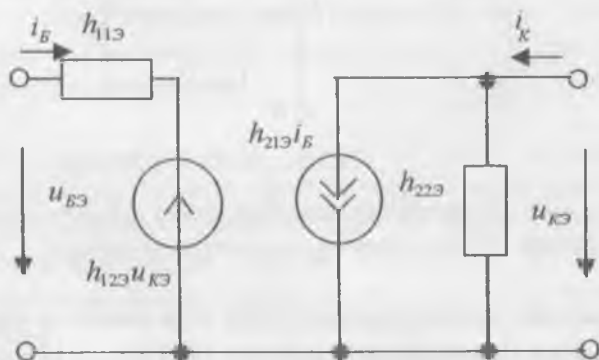


Рис. 2.13. Четырехполюсная модель.

Электрические цепи в зависимости от типа составляющих их элементов могут быть линейными, нелинейными и параметрическими.

Линейными называются электрические цепи, в состав цепи входят элементы, основные параметры которых не меняются с течением времени и изменением тока или

напряжения. Такие цепи описываются линейными дифференциальными уравнениями с постоянными коэффициентами.

Цепь называется нелинейной, если она содержит хотя бы один элемент, параметр которого зависит от значения тока или напряжения. Такие цепи описываются нелинейными дифференциальными уравнениями.

Параметрические цепи содержат хотя бы один элемент, параметр которого зависит от времени. Описываются линейными дифференциальными уравнениями с изменяющимися коэффициентами.

В электротехнике для реализации полного анализа нелинейной электрической цепи при инженерных расчетах обычно используют переход от нелинейной цепи к линейной.

Пример линейной цепи, содержащей только линейные элементы – делитель напряжения (рис. 2.14). Цепь – это цепь постоянного тока, поэтому значения тока I и напряжения U фиксированные, не меняются со временем.

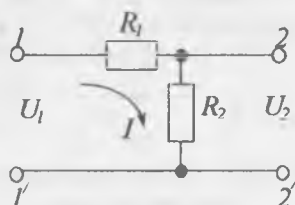


Рис. 2.14. Линейная цепь, содержащая только линейные элементы – делитель напряжения.

В зависимости от типа сигнала электрическая цепь может быть цепью постоянного и переменного тока. В последнем случае могут быть как моногармонические сигналы (синусоидальный ток), так и полигармонические сигналы (не синусоидальный, но переменный ток), а также цепи с импульсными сигналами или с цифровыми сигналами.

Пусть требуется определить значение напряжения на выходе делителя $U_2 = ?$ В соответствии с законом Ома $I = \frac{U_1}{(R_1 + R_2)}$, в схеме показанной на рис. 2.14, имеем $U_2 = IR_2 = \frac{U_1}{(R_1 + R_2)} R_2$. Величина, определяемая соотношением

сопротивлений $\frac{R_2}{(R_1 + R_2)} = K_{дел}$, называется коэффициентом деления напряжения U_1 пассивным резистивным делителем. Таким образом, цепь, изображенная на рис. 2.14, является пассивной линейной частотно-независимой цепью.

Если в схеме присутствуют конденсаторы C или индуктивности L , то такая цепь будет частотно-зависимой линейной цепью (рис. 2.15).

Пример линейной частотно-независимой цепи, предназначенной для распределения общего тока I по элементам R_1 и R_2 , приведен на рис. 2.16.

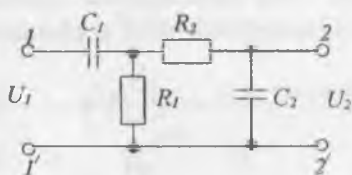


Рис. 2.15. Частотно-зависимая линейная цепь

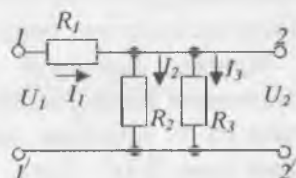


Рис. 2.16. Линейная частотно-независимая цепь

В схеме на рис. 2.16 общее сопротивление параллельного соединения резисторов определяется по формуле $R_{ab} = \frac{R_2 R_3}{R_2 + R_3} = R_2 || R_3$. Падение напряжения на участке цепи $a-b$ равно $U_2 = U_{ab} = R_{ab} I_1$, где $I_1 = I_2 + I_3$ - в соответствии с первым законом Кирхгофа. Тогда

$$I_1 = \frac{U_1}{R_1 + R_2 || R_3} = \frac{U_1 (R_2 + R_3)}{R_1 (R_2 + R_3) + R_2 R_3},$$

$$U_{ab} = \frac{U_1 (R_2 + R_3)}{R_1 (R_2 + R_3) + R_2 R_3} \times \frac{R_2 R_3}{R_2 + R_3},$$

$$I_3 = \frac{I_1 R_{ab}}{R_3} = \frac{I_1 R_2}{R_2 + R_3} \text{ или } I_3 = \frac{U_{ab}}{R_3} = \frac{U_1 R_2}{R_1 (R_2 + R_3) + R_2 R_3},$$

$$I_2 = \frac{I_1 R_{ab}}{R_2} = \frac{I_1 R_3}{R_2 + R_3} \text{ или } I_2 = \frac{U_{ab}}{R_2} = \frac{U_1 R_3}{R_1(R_2 + R_3) + R_2 R_3}.$$

Вывод: большой ток протекает на участке цепи с меньшим сопротивлением, т. е. ток распределяется в параллельных ветвях обратно пропорционально сопротивлениям этих ветвей.

Если в схеме делителя напряжения (рис. 2.14) зажимы 2-2' соединены накоротко (рис. 2.17), то будет иметь место режим короткого замыкания, и общий ток равен $I = \frac{U_1}{R_1} = I_{\text{кз}}$.

Если в выходной цепи или на каком-то участке электрической цепи имеет место разрыв цепи (рис. 2.18), нет сопротивлений, то это называется режимом холостого хода $U_1 = U_2 = U_{\text{хх}}$.

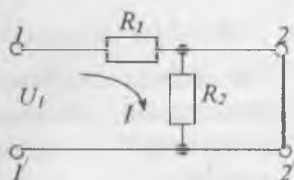


Рис. 2.17. Режим короткого замыкания.

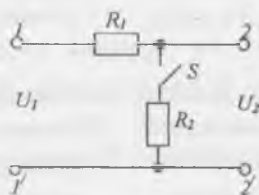


Рис. 2.18. Режим холостого хода
 $U_1 = U_2 = U_{\text{хх}}$.

§ 2.4. Основные схемные элементы и их модели

Для составления эквивалентной схемы сколь угодно сложной электрической цепи используется функционально полный набор элементов: пять двухполюсников и пять четырехполюсников.

Двухполюсные элементы имеют два вывода (полюса) для включения в электрическую цепь. Они могут быть пассивными и активными.

Пассивные двухполюсники (рис. 2.19 – 2.21) не вырабатывают энергию, а только потребляют.

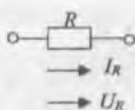


Рис. 2.19.
Резистивный
элемент.

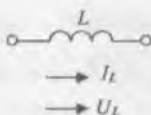


Рис. 2.20.
Индуктивный
элемент.

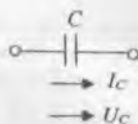


Рис. 2.21.
Емкостный
элемент.

Активные двухполюсники (независимые источники энергии) вырабатывают электрическую энергию и обладают определенной мощностью. Они делятся на независимые источники ЭДС (рис. 2.22 – 2.23) и независимые источники тока (рис. 2.24 – 2.25).



$$P_E = E \cdot I_E$$

Рис. 2.22.
Независимый
идеальный
источник
ЭДС.

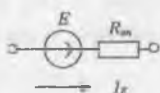


Рис. 2.23.
Независимый
реальный
источник
ЭДС.



$$P_J = J \cdot U_J$$

Рис. 2.24.
Независимый
идеальный
источник
тока.

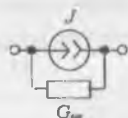


Рис. 2.25.
Независимый
реальный
источник
тока.

Величина ЭДС независимого источника ЭДС (рис. 2.22, рис. 2.23) не зависит от величины тока, протекающего через источник в данный момент времени. Величина тока независимого источника тока (рис. 2.24, рис. 2.25) не зависит от напряжения на его зажимах.

Четырехполюсные элементы имеют две пары выводов (полюсов, портов): входные (1, 1') и выходные (2, 2'). Они также могут быть пассивными или активными.

Типичным примером пассивных четырехполюсников являются трансформаторы, предназначенные для преобразования переменного напряжения. Они могут использоваться

как с ферромагнитным сердечником (рис. 2.26) так и без него (рис. 2.27)

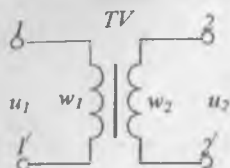


Рис. 2.26. Трансформаторы предназначенные для преобразования переменного напряжения с ферромагнитным сердечником.

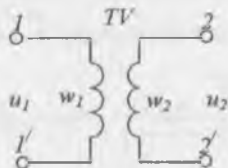


Рис. 2.27. Трансформаторы предназначенные для преобразования переменного напряжения без ферромагнитного сердечника.

Величина выходного переменного напряжения $u_2 = k_1 u_1$ зависит от входного переменного напряжения u_1 и безразмерной величины $k_1 = \frac{w_2}{w_1}$, называемой коэффициентом трансформации и определяемой отношением числа витков w_2 вторичной обмотки трансформатора к числу витков w_1 первичной обмотки.

Активные четырехполюсники или зависимые источники энергии делятся на:

- источники тока, управляемые током (ИТУТ);
- источники тока, управляемые напряжением (ИТУН);
- источники напряжения, управляемые напряжением (ИНУН);
- источники напряжения, управляемые током (ИНУТ).

Четырехполюсная модель ИТУТ представлена на рис. 2.28, в котором выходной ток $i_2 = k_2 i_1$ зависит от входного тока i_1 и безразмерной величины $k_2 = \frac{i_2}{i_1}$, так, называемой коэффи-

циентом передачи по току. Примером такого источника является биполярный транзистор, физическая эквивалентная схема которого приведена на рис. 2.29. Зависимый источник располагается в коллекторной цепи и имеет коэффициент передачи по току $k_2 = h_{213} = \frac{i_K}{i_E}$.

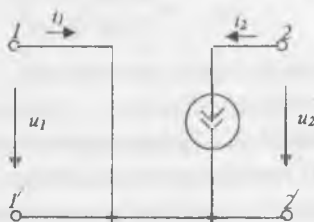


Рис. 2.28. Четырехполюсная модель ИТУТ.

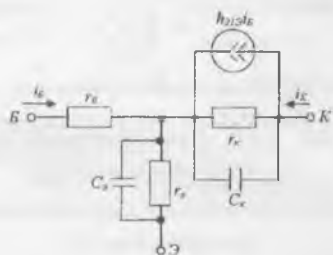


Рис. 2.29. Биполярный транзистор.

Четырехполюсная модель ИТУН представлена на рис. 2.30, в котором выходной ток $i_2 = k_3 u_1$ зависит от входного напряжения u_1 и величины $k_3 = \frac{i_2}{u_1}$, называемой коэффициентом передачи и имеющей размерность [A/V]. Примером зависимого ИТУН является полевой транзистор, четырехполюсная модель которого приведена на рис. 2.31. Выходная цепь полевого транзистора эквивалентна зависимому источнику тока SU_{31} . Для полевого транзистора величина $k_3 = S' = \frac{N_c}{\Delta U_{31}}$ называется крутизной полевого транзистора и измеряется в [mA/V], r_i - внутреннее сопротивление источника тока SU_{31} .

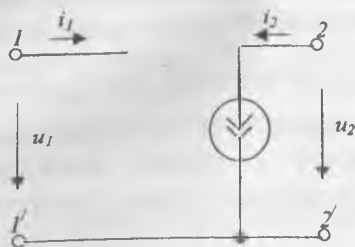


Рис. 2.30. Четырехполюсная модель ИТУН.

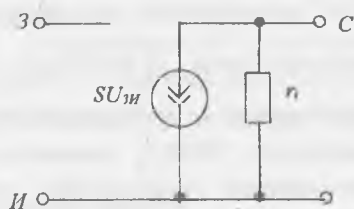


Рис. 2.31. Полевой транзистор.

Четырехполюсная модель идеального ИТУН представлена на рис. 2.32, на котором выходное напряжение $u_2 = k_4 u_1$ зависит от входного напряжения u_1 и безразмерной величины $k_4 = \frac{u_2}{u_1}$, называемой коэффициентом передачи по напряжению. Примером реального ИТУН является стандартная микросхема операционного усилителя, четырехполюсная модель которого приведена на рис. 2.33. Для операционного усилителя величина $k_4 = K_U \gg 1$.

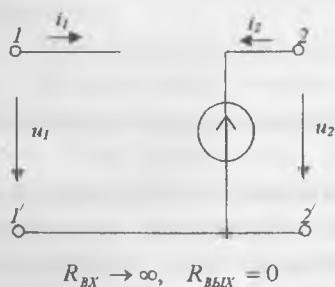


Рис. 2.32. Четырехполюсная модель идеального ИТУН.

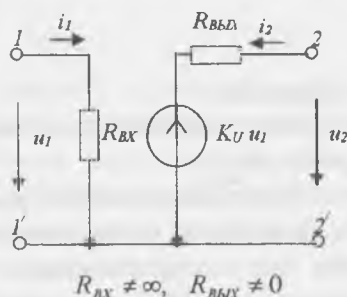


Рис. 2.33. Стандартная микросхема операционного усилителя.

Четырехполюсная модель ИНУТ представлена на рис. 2.34, на котором выходное напряжение $u_2 = k_3 i_1$ зависит от входного тока i_1 и величины $k_3 = \frac{u_2}{i_1}$, называемой коэффициентом передачи и имеющей размерность [В/А]. Примером реального ИНУТ является каскад с общей базой на биполярном транзисторе, принципиальная схема которого приведена на рис. 2.35.

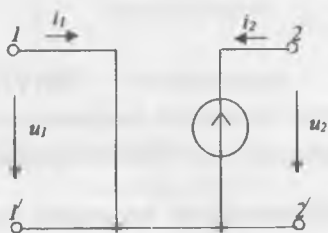


Рис. 2.34.
Четырехполюсная модель
ИНУТ.

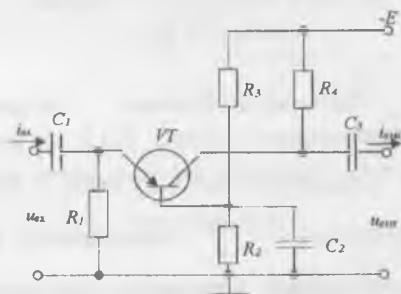


Рис. 2.35. Принципиальная
схема каскад с общей базой на
биполярном транзисторе.

Выводы

1. Все представленные модели имеют аналоги в реальных устройствах.

2. Представление того или иного реального устройства в виде зависимого источника энергии определяется соотношениями по сопротивлениям. Например, если внутреннее сопротивление (R_{Γ}) источника входного сигнала существенно меньше входного сопротивления активного четырехполюсника ($R_{ВХ} > R_{\Gamma}$), а выходное сопротивление четырехполюсника намного меньше нагружающего сопротивления ($R_{Н}$), подключенного к выходу четырехполюсника ($R_{ВЫХ} < R_{Н}$), то для описания четырехполюсника используется ИНУН.

3. Коэффициенты, связывающие входные и выходные цепи четырехполюсников, могут быть как размерными так и безразмерными. Так как эти коэффициенты связывают входные и выходные сигналы (токи и напряжения) между собой, то они являются схемными функциями четырехполюсников.

Параметры и характеристики элементов.

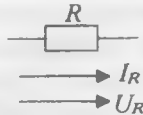
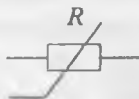
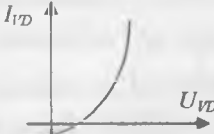
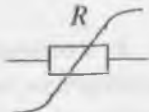
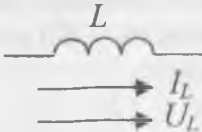
Резистивный элемент.

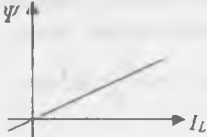
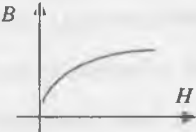
Существуют линейные (рис. 2.36), нелинейные (рис. 2.37) и параметрические (рис. 2.38) резистивные элементы.

Главный параметр резистивного элемента — его сопротивление электрическому току, поэтому часто используется второе название резистивного элемента — сопротивление. Единицей измерения сопротивления является Ом. Величина, обратная сопротивлению $G = \frac{1}{R}$, называется проводимостью и измеряется в Сим. Мгновенная мощность $p_R = u_R \times i_R = u_R^2 / R$. Энергия $W_R = \int p dt = \int (u_R^2 / R) dt = u_R^2 / R > 0$. Поскольку энергия всегда положительна, то резистивный элемент только потребляет ее и является пассивным элементом.

Индуктивный элемент.

Индуктивный элемент — элемент, в котором энергия электрического поля преобразуется в энергию магнитного поля. При протекании тока через индуктивный элемент возникает потокосцепление. Индуктивный элемент предназначен для накопления электромагнитной энергии. Как и резистивный элемент, индуктивный элемент может быть линейным (рис. 2.39), нелинейным (рис. 2.40) и параметрическим (рис. 2.38).

		Пример-диод 
Математическая модель: $U_R = R \times I_R$ - закон Ома для резистивного элемента	Математическая модель диода: $I_{VD} = I_0 \times \left(e^{\frac{U_{VD}}{m\psi_T}} - 1 \right)$	
Графическое представление математической модели – вольтамперная характеристика (ВАХ)	Графическое представление математической модели – ВАХ диода	
		
Рис. 2.36. Условно-графическое обозначение.	Рис. 2.37. Условно-графическое обозначение.	
		
Рис. 2.38. Условно-графическое обозначение.		
		

Математическая модель: $\Psi = L \times I_L$ - устанавливает связь потокосцепления Ψ с вызвавшим его током I_L, L - коэффициент пропорциональности, называемый индуктивностью; $\Psi = \sum_{i=1}^n \Phi_i \times w_i$, где Φ_i - магнитный поток, обусловленный только токами цепи, w_i - число витков, с которыми сцеплен поток Φ_i.	Математическая модель: зависимость магнитной индукции B от напряженности H магнитного поля $B = f(H)$
Графическое представление математической модели – вебер-амперная характеристика	Графическое представление математической модели
	
Рис. 2.39. Условно-графическое обозначение.	Рис. 2.40. Условно-графическое обозначение.

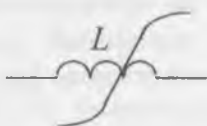


Рис. 2.41. Условно-графическое обозначение.

Математическая модель линейного индуктивного элемента устанавливает связь между i_L и u_L в индуктивном элементе: $e_L = -\frac{d\Psi}{dt} = -L \frac{di_L}{dt}$ - ЭДС самоиндукции, возникающая на зажимах индуктивного элемента при протекании тока через него. Напряжение на зажимах индуктивного элемента

равно $u_L = -e_L = L \frac{di_L}{dt}$. По главному параметру $L = \frac{\Psi}{I_L} = \frac{[Вб]}{[А]} = [Гн]$ индуктивный элемент имеет упрощенное название – индуктивность.

Мгновенная мощность $p = u_L \times i_L$, которая может быть как больше нуля в процессе намагничивания, так и меньше нуля в процессе размагничивания.

Энергия $W_L = \int p_L dt = \int L \frac{di_L}{dt} i_L dt = L \int i_L di = \frac{Li_L^2}{2} > 0$, т.е. индуктивный элемент является пассивным, как и резистивный элемент.

Пример реального индуктивного элемента – дроссель с сердечником или катушка индуктивности (рис. 2.42). При протекании тока через катушку индуктивности возникает ЭДС самоиндукции, препятствующая изменению тока



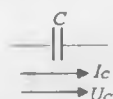
в ней, в связи с чем в выражении $e_L = -L \frac{di_L}{dt}$ появляется знак «минус». Рис. 2.42.

Ёмкостный элемент.

Ёмкостный элемент предназначен для накопления энергии в электрическом поле, поскольку преобразует напряжение U_C в заряд на обкладках конденсатора. Как и резистивный элемент, ёмкостный элемент может быть линейным (рис. 2.43), нелинейным (рис. 2.44) и параметрическим (рис. 2.45).

Математическая модель устанавливает связь между мгновенными значениями тока и напряжения. Поскольку $C = \frac{dq}{du}$, то $i = \frac{dq}{dt} = C \frac{du_C}{dt}$. Мощность $p_C = u_C i_C = u_C C \frac{du_C}{dt}$ может быть больше нуля при заряде емкости и меньше нуля при ее разряде.

Энергия $W_C = \int p_C dt = \int u_C C \frac{du_C}{dt} dt = C \int u_C du_C = \frac{Cu_C^2}{2} > 0$. Поскольку во всех случаях $W > 0$, то все ёмкостные элементы являются пассивными.



Математическая модель:
 $Q = C \times U_C$ - устанавливает
 связь заряда Q ,
 накопленного емкостью, с
 напряжением U_C на ней.
 Главный параметр –
 емкость C

Графическое представление
 математической модели –
 кулон-вольтовая
 характеристика



Рис. 2.43. Условно-
 графическое обозначение.



Пример—
 варикап


Графическое представление
 математической модели –
 кулон-вольтовая
 характеристика

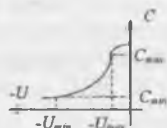
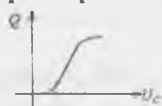


Рис. 2.44. Условно-
 графическое обозначение.

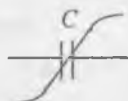


Рис. 2.45. Условно-графическое
 обозначение.

Источники ЭДС и тока.

Условно-графическое обозначение и вольтамперные характеристики идеального источника ЭДС и идеального источника тока приведены на рис. 2.46 и рис. 2.47 соответственно.

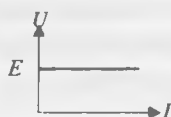
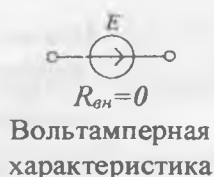


Рис. 2.46. Условно-графическое обозначение.

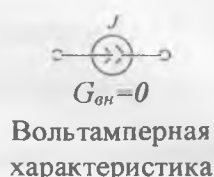


Рис. 2.47. Условно-графическое обозначение.

Идеализированные источники тока и напряжения имеют внешнюю характеристику (рис. 2.48), описываемую прямой линией $\frac{U}{U_{\text{кз}}} + \frac{I}{I_{\text{кз}}} = 1$, что позволяет получить математическую модель реального (идеализированного) источника.

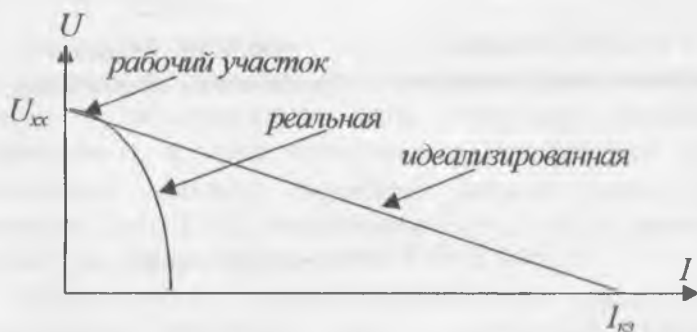
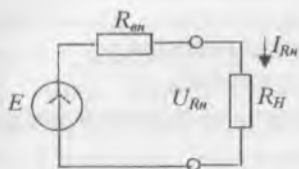


Рис. 2.48. Идеализированные источники тока и напряжения имеют внешнюю характеристику.

Математическая модель идеализированного источника ЭДС представлена на рис. 2.49, а идеализированного источника тока - на рис. 2.50.



$$U = U_{XX} \left(1 - \frac{I}{I_{K3}} \right) \Rightarrow U = U_{XX} - I \frac{U_{XX}}{I_{K3}}$$

$$\left. \begin{aligned} U_{XX} &= E \\ \frac{U_{XX}}{I_{K3}} &= R_{вн} \end{aligned} \right\} \Rightarrow U_H = E - I_H R_{вн}$$

$$I_{R_H} = \frac{U_{R_H}}{R_H} = \frac{E}{R_{вн} + R_H}$$

Рис. 2.49. Математическая модель идеализированного источника ЭДС.



$$I = I_{K3} \left(1 - \frac{U}{U_{XX}} \right) \Rightarrow I = I_{K3} - U \frac{I_{K3}}{U_{XX}}$$

$$\left. \begin{aligned} U_{K3} &= J \\ \frac{I_{K3}}{U_{XX}} &= G_{вн} \end{aligned} \right\} \Rightarrow I_H = J - U_H G_{вн}$$

$$I_{R_H} = \frac{U_{R_H}}{R_H} = \frac{J R_{вн}}{R_{вн} + R_H}$$

Рис. 2.50. Идеализированного источника тока.

Таким образом, идеальные источники ЭДС и тока друг в друга эквивалентно не преобразуются. Идеализированные источники ЭДС и тока преобразуются друг в друга в соответствии с выражением $E = J R_{вн}$ (рис. 2.51).

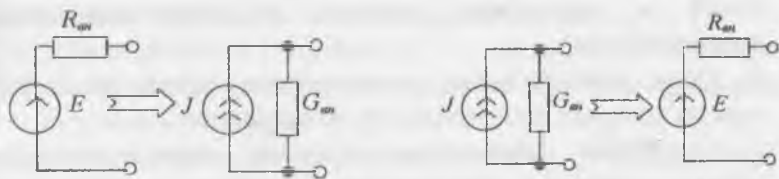


Рис. 2.51. Идеализированные источники ЭДС и тока преобразуются друг в друга в соответствии с выражением $E = J R_{вн}$.

Выбор того или иного описания (источник ЭДС или источник тока) зависит от соотношения R_H и $R_{вн}$. Если $R_H > R_{вн}$, то лучше использовать схему с источником ЭДС. Если наоборот, то удобнее использовать эквивалент с источником тока.

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Дайте классификацию электронных приборов по характеру рабочей среды и другим признакам.
2. Назовите основные этапы развития электронной техники в нашей стране и за рубежом.
3. Укажите применения электронных приборов в технике связи на примере Вашей работы.
4. Солнечные лучи и электроника в медицине
5. Современные тепловизоры
6. Этапы функционирования электрической цепи медицинской аппаратуры
7. Основные схемные элементы и их модели

ТЕСТОВЫЕ ВОПРОСЫ

1. Что такое электрический ток?
 - а) Упорядоченное некомпенсированное движение свободных электрически заряженных частиц, например, под воздействием электрического поля
 - б) Это физическая скалярная величина, определяющая способность тел быть источником электромагнитных полей и принимать участие в электромагнитном взаимодействии
 - в) Поле неподвижных, электрически заряженных тел, заряды которых не изменяются во времени
 - г) Скалярная физическая величина, характеризующая работу сторонних (непотенциальных) сил в источниках постоянного или переменного тока
2. Что такое электродвижущая сила?
 - а) Это физическая скалярная величина, определяющая способность тел быть источником электромагнитных полей и принимать участие в электромагнитном взаимодействии.

- б) Упорядоченное некомпенсированное движение свободных электрически заряженных частиц, например, под воздействием электрического поля
- в) Поле неподвижных, электрически заряженных тел, заряды которых не изменяются во времени
- г) Скалярная физическая величина, характеризующая работу сторонних (непотенциальных) сил в источниках постоянного или переменного тока.

3. Что такое магнитное поле ?

- а) Силовое поле, действующее на движущиеся электрические заряды и на тела, обладающие магнитным моментом
- б) Это физическая скалярная величина, определяющая способность тел быть источником электромагнитных полей и принимать участие в электромагнитном взаимодействии
- в) Поле неподвижных, электрически заряженных тел, заряды которых не изменяются во времени
- г) Упорядоченное некомпенсированное движение свободных электрически заряженных частиц, например, под воздействием электрического поля.

4. Что такое мощность электрического тока?

- а) Электрическая мощность — физическая величина, характеризующая скорость передачи или преобразования электрической энергии
- б) Это физическая скалярная величина, определяющая способность тел быть источником электромагнитных полей и принимать участие в электромагнитном взаимодействии
- в) Поле неподвижных, электрически заряженных тел, заряды которых не изменяются во времени.
- г) Скалярная физическая величина, характеризующая работу сторонних (непотенциальных) сил в источниках постоянного или переменного тока.

5. Чему равна электрическая проводимость?

- а) $G=1/R$

б) $G=RI$

в) $R=UI$

г) $E=IU$

6. От каких величин зависит сила взаимодействия точечных электрических зарядов?

а) расстояние между зарядами

б) температуры среды

в) освещенности среды

г) не зависит ни от чего

7. Чем измеряется электрическая емкость?

а) В

б) Ом

в) Ф

г) Вт

8. От каких величин зависит емкость плоского конденсатора?

а) Диэлектрическая проницаемость

б) Сила тока

в) Площадь пластин

г) Освещенности

9. В каких единицах измеряют напряжение электрического тока?

а) Ватт

б) Ом

в) Вольт

г) Тл

10. Сформулируйте первый законы Кирхгофа.

а) $\sum I_k = 0$

б) $I = U/R$

в) $\sum U_k = 0$

г) $R = UI$

ГЛАВА 3.

ИССЛЕДОВАНИЯ ЭЛЕКТРОПРОВОДНОСТИ ОРГАНОВ И БИОТКАНЕЙ

**§ 3.1. Методы исследований электрического
сопротивления биотканей**

§ 3.2. Электropунктурная диагностика

**§ 3.3. Электропроводность биологических
тканей на переменном токе**

§ 3.4. Реография

§ 3.5. Диэлектрография

§ 3.6. Томография приложенных потенциалов

§ 3.7. Заключение

Методы исследований основаны на свойствах биотканей быть одновременно как проводником, так и диэлектриком. Электропроводность и диэлектрическая проницаемость биосред являются сложными функциями величины протекающих токов и их частоты, а также физиологического состояния биообъекта. Если выбрать оптимальный режим электрических параметров измерения (напряжение, ток, частота, технология), можно реализовать группу методов исследований, в которых значения электропроводности и диэлектрической проницаемости характеризуют физиологическое состояние всего биообъекта.

§ 3.1. Методы исследований электрического сопротивления биотканей

На практике в качестве диагностического признака чаще используется величина электросопротивления биотканей, нежели проводимость.

Для идентификации биологического состояния биоструктуры, в том числе и на основе биопробы, измеряют удельное сопротивление (ρ) тканей. Значения удельного сопротивления, измеренные на постоянном токе для некоторых видов биотканей, приведены в табл. 3.1.

Таблица 3.1.

Биоткань	ρ , Ом $\times$ м
Спинно-мозговая жидкость	0,55
Кровь	1,66
Мышечная ткань	2,0
Нервная ткань	14,3
Жировые ткани	33,3
Сухая кожа	10^5
Кость без надкостницы	10^7

Двухзондовый (двухэлектронный) метод применяют, если исследуемый образец имеет правильную геометри-

ческую форму и постоянное поперечное сечение, как показано на рис. 3.1.

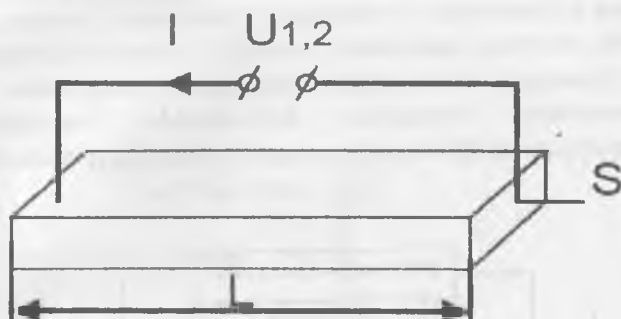


Рис. 3.1. Схема двухзондового метода определения ρ .

Удельное сопротивление образца определяют по известной формуле

$$\rho = (SU_{1,2})/(LI), \quad (3.1)$$

где $U_{1,2}$ – напряжение, приложенное к образцу; I – сила тока в цепи; S , L – поперечное сечение образца и его длина соответственно.

Основное преимущество двухэлектродного метода – простота. К недостаткам относят систематическую погрешность, возникающую из-за неточного соблюдения размеров образца биоткани, поэтому метод в основном используют для определения ρ биожидкостей, заливаемых в измерительную кювету. Дополнительную погрешность в результат измерения вносит контактное сопротивление электрод – среда. Свободен от перечисленных недостатков четырехзондовый (электродный) метод.

Четырехзондовый метод не требует создания идеальных омических контактов с образцом (возможно измерение удельного сопротивления объемных образцов различной формы, в том числе и непосредственно на живом организме), но предполагает наличие плоской поверхности, линейные

размеры которой превосходят расстояние l между зондами, как показано на рис. 3.2.

Решая задачу о распределении электрических потенциалов в биоткани с помощью уравнения Лапласа, в сферической системе координат находят удельное сопротивление как функцию тока между первым и четвертым зондами, создаваемого внешним источником напряжения и измеряемым напряжением между вторым и третьим зондами:

$$\rho = (2\pi l U_{23}) / I_{14}. \quad (3.2)$$



Рис. 3.2. Схема измерений четырехзондовым методом.

Расстояние l между электродами выбирают одинаковым. Кроме линейного расположения зондов используют расположение по вершинам квадрата; расчетная формула совпадает с приведенной с точностью до постоянного коэффициента. При проведении большого числа исследований в качестве медико-биологического показателя достаточно определения не величины ρ , а полного сопротивления между электродами. Схема измерения полного сопротивления двухэлектродным методом показана на рис. 3.3.

Величину контактного сопротивления R_k между металлическими электродами и поверхностью биотканей в обеих точках касания можно принять одинаковой из-за последовательного включения их в электрическую цепь,

образованную источником напряжения U , электродами и участком биоткани с сопротивлением R_X . Очевидно, будет справедливым выражение

$$R_X + 2R_K = U/I. \quad (3.3)$$



R_X - сопротивление биотканей

Рис. 3.3. Эквивалентная схема двухэлектродного метода.

Поскольку информационной составляющей является величина R_X , двухэлектродный метод применим только в случае выполнения условия $R_X \gg 2R_K$, и тогда $R_X \approx U/I$. Существенно снизить влияние контактных сопротивлений позволяет четырехэлектродный метод при использовании вольтметра с большим входным сопротивлением.

Выделим на схеме (рис. 3.4) два контура: первый – с протекающим током I , образованным источником напряжения U , сопротивлениями R_K, R'_X, R_X, R'_X ; второй – с током I' , образованным сопротивлениями R_{BX} (входное сопротивление вольтметра), R'_X, R_X, R'_X . Допустимо считать равными величины контактного сопротивления электрод – биоткань R_K для всех четырех электродов, а также величины R'_X – сопротивления участков биоткани между первым и вторым и третьим и четвертым электродами, причем R_X – величина определяемого сопротивления.

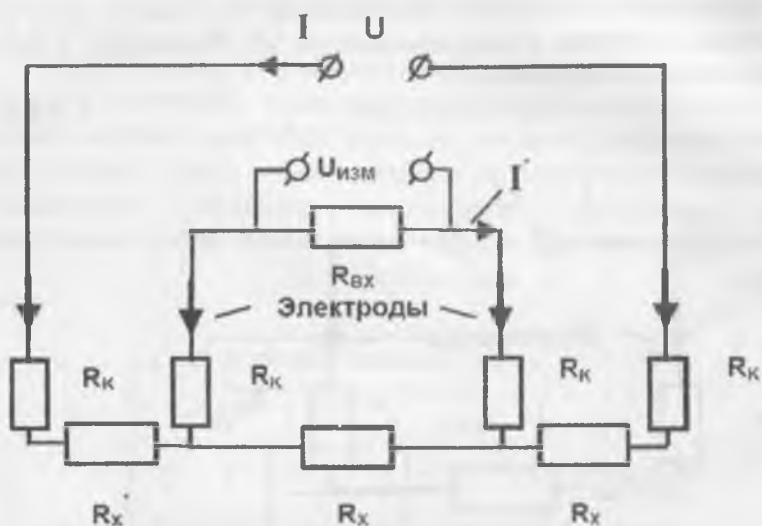


Рис. 3.4. Эквивалентная схема четырехэлектродного метода.

Согласно методу контурных токов справедливо следующее равенство:

$$(I - I')R_X = (2R_K + R_{BX})I'. \quad (3.3)$$

Если учесть, что применяемые на практике измерительные вольтметры обеспечивают выполнение условия $R_{BX} \gg 2R_K$, а следовательно, $I \gg I'$, то получим $IR_X = R_{BX} I'$. Заметим, что напряжение, измеренное вольтметром, $U_{ИЗМ} = R_{BX} I'$, и тогда $R_X = U_{ИЗМ} / I$. Таким образом, путем измерения величины тока между крайними (по рисунку) электродами и напряжения — между внутренними находят искомое сопротивление биотканей. Измерение параметров электрокожного сопротивления на постоянном токе нашло применение в одном из частных методов исследования.

§ 3.2. Электropунктурная диагностика

Электropунктурная диагностика (ЭПД) – метод диагностики заболеваний, основанный на измерении электропроводности биологически активных точек (БАТ).

БАТ – ограниченные участки кожного покрова, одной из отличительных особенностей которых является пониженное электрическое сопротивление по отношению к соседним участкам кожи. Измерения, проведенные различными авторами, представлены в табл. 3.2. На основании большого статистического обобщения была доказана связь патологии внутренних органов и функциональных систем с электрофизическими характеристиками БАТ (сопротивление, импеданс, диэлектрическая проницаемость, электробиопотенциалы).

Таблица 3.2.

<i>Автор исследования (год исследования)</i>	<i>Сопротивление в БАТ, кОм</i>	<i>Сопротивление вне БАТ, кОм</i>
А.К. Подшебякин (1960)	400 – 500	1000 – 2000
S. Krippner (1973)	100 – 200	Больше 1000
N. Wulfson (1976)	200 – 700	1500 – 2000
Ф.Г. Портнов (1980)	600 – 1000	Больше 1000

Наиболее распространенные способы электropунктурной диагностики используют измерение сопротивления на постоянном токе. Аппаратная реализация ЭПД, как правило, применяет два метода.

Метод Накатани (Y. Nakatani) базируется на измерении электрокожного сопротивления в БАТ при использовании стабилизированного источника напряжения 12 В и максимальном токе в цепи измерения (ток короткого замыкания) 200 мкА. Такой режим позволяет существенно снизить влияние поляризационных эффектов на результат измерения. Метод Фоля (R. Voll) основан на исследовании БАТ при возможно меньшем значении тестирующего тока в цепи

измерения. Оптимальный режим измерения определяют индивидуально для каждого пациента (напряжение 1,5...2,4 В, максимальный ток – до 15 мкА). Применение метода Фоля позволило обнаружить ряд новых диагностически важных БАТ.

Оба метода используют условную шкалу на 100 единиц, причем короткому замыканию электродов соответствует 100, а разомкнутому – 0 единиц. Нормальное состояние диагностируется по показаниям в БАТ 50 ± 20 единиц. Выход за эти пределы свидетельствует о наличии заболеваний. Измерение производится с помощью двух электродов: индифферентного (латунный цилиндр диаметром 2 и длиной 10 см), который пациент зажимает в кисти, и измерительного (латунный наконечник с радиусом закругления 1,5...3 мм), который врач устанавливает в БАТ. Простейшие приборы ЭПД содержат источник тока, регулировочные резисторы, микроамперметр на 100 делений, электроды, замыкающие измерительную цепь через пациента. Современная аппаратура ЭПД включает в себя компьютерную систему обработки данных измерений в БАТ, каталоги информативных точек (меридианов, репрезентативных точек), варианты медицинских заключений.

§ 3.3. Электропроводность биологических тканей на переменном токе

Полное сопротивление биотканей (импеданс) существенно зависит от частоты протекающего тока. Характер этой зависимости связывают с емкостными и омическими свойствами биотканей. Емкостные свойства объясняют спецификой строения клеточных мембран, выполняющих роль диэлектрика в «биоконденсаторах», проводящими обкладками которого является электролитная субстанция внутриклеточной и межклеточной жидкостей. Проведенные измерения показали, что ток, протекающий через живую биосреду, опережает по фазе приложенное напряжение.

Значения угла сдвига фаз, полученные на частоте 1 кГц для различных биосред, приведены в табл. 3.3.

Таблица 3.3.

Биосреда	Угол опережения тока, град
Кожа человека	55
Нервная ткань	64
Мышечная ткань	65

Индуктивные свойства биотканей не выявлены. Эквивалентная электрическая схема биотканей на частотах до единиц мегагерц показана на рис. 3.5.

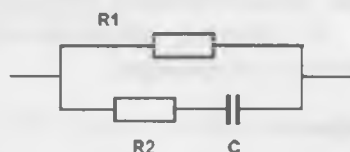


Рис. 3.5. Эквивалентная схема биотканей на переменном токе.



Рис. 3.6. Частотная зависимость импеданса биотканей.

Величина активного сопротивления R_1 соответствует измерениям и на постоянном токе. R_2 характеризует активные потери во внутренних структурах. Характерная зависимость импеданса биотканей от частоты, вплоть до нескольких десятков мегагерц, показана на рис. 3.6.

Частотная зависимость импеданса позволяет оценить жизнеспособность тканей, что используется для определения границ некроза, пригодности биосубстанций для трансплан-

тации. Физиологический разброс отражает многообразие состояний биообъекта в процессе жизнедеятельности. Таким образом, для исследовательских целей могут быть использованы:

- зависимость угла сдвига фаз между напряжением и током вследствие емкостных свойств биотканей;
- частотная зависимость импеданса как показатель жизнеспособности тканей организма;
- зависимость импеданса биотканей от их физиологического состояния при фиксированной частоте исследований.

Первые две зависимости нашли свое практическое применение в ряде аналитических методов исследований. Последняя легла в основу физиологических методов исследования кровотока в организме.

§ 3.4. Реография

Реография (импедансная плетизмография, реоплетизмография, электроплетизмография) – это метод исследования кровенаполнения органов или отдельных участков тела на основе регистрации их импеданса. Реализация метода реографии состоит в следующем: на область исследования накладывают электроды и пропускают через них электрический ток 1 – 5 мА высокой частоты 30 – 300 кГц. Изменения степени кровенаполнения и скорости движения крови в кровеносных сосудах сопровождаются колебаниями импеданса тканей, расположенных между электродами. Аналитически метод реографии описывает формула А. А. Кедрова:

$$\Delta V / V = - \Delta Z / Z, \quad (3.4)$$

где $\Delta V / V$ – относительное изменение объема на исследуемом участке, $\Delta Z / Z$ – относительное изменение импеданса, причем ΔZ уменьшается при систоле и увеличивается при диастоле. Графическая запись $\Delta Z(t)$ называется реограммой. Схемати-

ческое изображение и основные компоненты реограммы представлены на рис. 3.7.

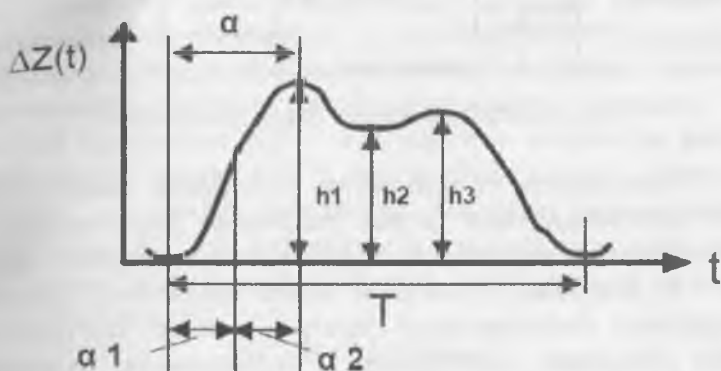


Рис. 3.7. Элементы обобщенной реограммы.

Показатели реограммы:

T — период реографической волны;

α — время восходящей части волны (период полного раскрытия сосуда, отражающий тонус сосудов);

α_1 — время быстрого кровенаполнения, определяемое модулем упругости стенок кровеносных сосудов и сократительной функцией миокарда; α_2 — время медленного кровенаполнения, зависящее от эластичных свойств сосудистой стенки; α/T — реографический коэффициент, отражающий тоническое состояние сосудов; h_2/h_1 — дикротический индекс, характеризующий тонус артериол; h_3/h_1 — диастолический индекс, отражающий состояние оттока крови в вены и тонус вен.

Запись реограмм производят с помощью специальных устройств — реографов (рис. 3.8).



Рис.3.8.Эквивалентная схема реографов.

В зависимости от количества электродов, реализующих один информационный сигнал, различают двухэлектродные (биполярные) и четырехэлектродные (тетраполярные, как на рис. 3.8) реографы. Последние менее критичны к влиянию контактного сопротивления электрод - кожа. На практике метод реографии адаптирован к исследованию отдельных органов или функциональных систем. Рассмотрим основные виды реографии.

Реокардиография (РКГ) – это метод исследования сердечной деятельности, основанный на измерении изменений импеданса грудной клетки, отражающего динамику кровенаполнения сердца и крупных сосудов в течение сердечного цикла. Применяется для исследования гемодинамики и фазового анализа сердечного цикла. Основное назначение - неинвазивное определение ударного объема (VO) крови.

Из формулы А.А. Кедрова может быть найден объем крови, влияющий на изменение импеданса: $I\Delta V I = (V \Delta Z)/Z$. В случае реокардиографии величину объема V , определяющего импеданс Z , находят из выражения $V \approx (\rho L^2)/Z$, где ρ – удельное электрическое сопротивление крови и L - расстояние между электродами. Тогда ударный объем крови

$$VO = I\Delta V I = (\Delta Z \rho L^2)/Z^2. \quad (3.5)$$

Если величину ΔZ принять равной амплитуде реограммы (h_1), то приведенная формула дает заниженную оценку ударного объема. Это связано с тем, что в течение систолы наряду с притоком крови идет ее отток по артериальному

руслу. Поэтому были предложены различные методики определения истинного значения ΔZ .

Наиболее проста методика (по Фейфару и Заинцу), когда принимают $\Delta Z = 2(h_2)$. Более сложны методики (по Найбору и Герману, по Кубичеку), использующие построение касательных к экстремальным участкам реограммы. Наиболее достоверной считают дифференциальную методику, по которой принимают $\Delta Z = h\Delta t$, где h – амплитуда дифференциальной кривой РКГ ($h(t) = dZ/dt$), а Δt – интервал времени от начала цикла до момента, определяемого экстремумом h_2 . Для клинической кардиодиагностики была предложена эмпирическая формула, учитывающая периметр грудной клетки (Π):

$$YO = 0,45(LP^2h\Delta t)/Z^2, \quad (3.6)$$

где $[L]=[P]=\text{см}$, а $[YO]=\text{см}^3$.

Реоэнцефалография – метод исследования мозгового кровообращения, основанный на измерении и записи пульсовых колебаний импеданса головного мозга. Позволяет определить состояние общей гемодинамики, локализовать поражения сосудистой системы головного мозга. Электроды накладывают на поверхность кожи головы в проекции на различные отделы головного мозга (лобно-височные, затылочно-сосцевидные, центрально-лобные электроды).

Реовазография – это реограмма нижних и верхних конечностей. Используется при диагностике заболеваний периферических сосудов. Для регистрации продольных реограмм конечностей применяют пластинчатые и кольцевые электроды, накладываемые на отделы плеча, предплечья, кистей или пальцев руки, бедра, голени, стопы или пальцев ноги. Расстояние между электродами составляет 10 – 150 мм. Нормальные значения амплитуд реограмм для здоровых лиц: 0,05 Ом – для плеча; 0,08 Ом – для предплечья; 0,1 Ом – для кисти; 0,035 Ом – для голени; 0,22 – 0,24 Ом – для пальцев рук и ног. При этом реографический коэффициент имеет величину 10 – 13%.

Реопульмонография — метод исследования легочного кровообращения и легочной вентиляции. Величина импеданса легкого определяется объемными соотношениями крови, биотканей и воздуха, имеющими различную удельную электропроводность. По месту расположения электродов различают зональную и регионарную реопульмонографии. При зональной — электроды накладывают на отделы грудной клетки в проекции крупных сосудов или зон легкого. Такая методика позволяет судить об изменении суммарного импеданса, включая сопротивление кожи, подкожной клетчатки, составляющие, связанные с дыханием. Методика регионарной реопульмонографии предполагает введение зонда (электрода) через дыхательные пути в исследуемое легкое, дает наиболее достоверную информацию с исследуемого участка легкого. Зондирование болезненно, иногда требует анестезии.

Реогепатография — метод исследования кровотока печени. Активный электрод накладывают на поверхность кожи в проекции на исследуемый участок печени. При наличии патологии (цирроз, острый гепатит) амплитуда реограммы существенно уменьшена. Метод доступен, физиологичен, однако дает высокий процент ложных заключений.

Реоофтальмография — метод исследования кровообращения в сосудистой оболочке глаза. Электроды площадью не менее 20 мм² размещают на внутренней поверхности контактной линзы, которую накладывают на глаз.

§ 3.5. Дизэлектрография

Как было уже сказано выше, живые биоткани одновременно обладают свойствами как проводника, так и диэлектрика. Дизлектрические свойства характеризует относительная диэлектрическая проницаемость (ϵ), которая зависит от вида биосреды (например: кровь цельная — 85, нервные ткани — 89, мозговое вещество — 85 — 90). В переменных электрических полях ϵ существенно зависит от

частоты поля. Такая качественная дисперсионная зависимость отражена на рис. 3.9.



Рис. 3.9. Дисперсия диэлектрической проницаемости биотканей.

Диэлектрография (ДЭГ) – это метод регистрации изменения суммарной диэлектрической проницаемости исследуемого объекта. В биологии и медицине ДЭГ используют для исследования кровоснабжения различных органов и частей тела. В отличие от реографии ДЭГ измерения проводят на более высоких частотах от 200 кГц до нескольких мегагерц (низкочастотная область β - дисперсии). Поскольку электроды при диэлектрографии по существу являются пластинами измерительного конденсатора, метод ДЭГ еще называют конденсаторной, или емкостной, плетизмографией. Основное преимущество метода – бесконтактность, так как при ДЭГ емкостные электроды могут быть размещены на некотором расстоянии от поверхности исследуемой области или на поверхности тела, но без непосредственного контакта с кожей. ДЭГ предусматривает такую последовательность преобразований: изменение медико-биологических показателей (кровенаполнение, патологические процессы), изменение диэлектрических свойств, изменение емкости измерительного конденсатора (устройства съема), изменение параметров электрического сигнала. Для регистрации диэлектrogramм используют

мостовую, резонансную или автогенераторную (рис. 3.10) схему включения электродов устройства съема.

(рис.

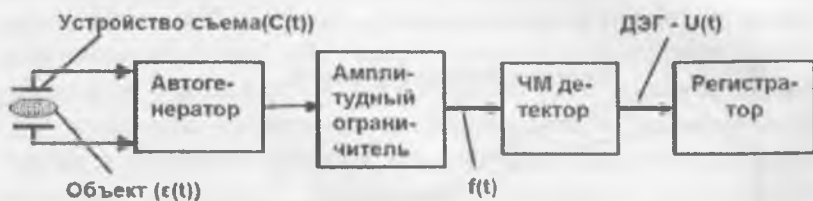


Рис. 3.10. Автогенераторная схема диэлектрографии.

Диэлектрограммы легких, печени, конечностей во многом совпадают с реограммами, поэтому для их анализа применяют те же методы, что и для реографии. Наиболее сложен анализ ДЭГ области сердца, так как при этом регистрируются суммарные кривые, отражающие кровенаполнение сердца и легких.

§ 3.6. Томография приложенных потенциалов

Термин “томография” означает послойную запись какой-либо информации о пространственном (объемном) объекте. Томография приложенных потенциалов (ТПП) — метод визуализации внутреннего строения биообъектов в зависимости от распределения электропроводности их составляющих биосред.

Сущность метода. К двум точкам поверхности исследуемой области прикладывают разность потенциалов. Внутри среды устанавливается некоторое распределение потенциалов, зависящее от пространственного распределения электропроводности биотканей. Экспериментально измерив распределение потенциала на поверхности объекта, в других точках исследуемого сечения и приняв эти значения за граничные условия, определяют пространственное распределение удельного сопротивления путем решения системы

уравнений Лапласа. Обычно решают плоскую задачу по определению функции $\rho(x,y)$ для слоя заданной толщины, а затем послойно восстанавливают пространственную картину внутреннего строения объекта.



Рис. 3.11. Общая структура метода ТПП.

Благодаря существенному различию электропроводности кожи, жира, соединительных тканей, жидких сред, костных тканей, газосодержащих полостей существует принципиальная возможность получения контрастных изображений. На рис. 3.11 приведена структурная схема реализации метода ТПП.

Измерения проводятся с использованием переменного напряжения частотой ~ 100 кГц. Оптимальное количество электродов – от 16 до 128 штук. Реконструкция изображения одного слоя составляет 0,1 – 1 с. Преимущества метода: простота аппаратной реализации, безвредность, неинвазивность, возможность исследования динамических процессов. Недостатки: недостаточно разработан математический аппарат реконструкции изображений; слабое пространственное разрешение (1,5 % от диаметра восстанавливаемого изображения); повышенная чувствительность к изменениям водосодержания биотканей. Возможные клинические применения

ТПП: исследование динамических процессов сердечной деятельности, дыхания, пищеварения; наблюдение развития онкологических образований; обнаружение областей усиленного кровотока и гипертермии.

§ 3.7. Заключение

В электрофизиологических исследованиях главное внимание уделяется изучению электрических явлений в живом организме, которые проявляются в изменении как пассивных электрических свойств биологических тканей, органов и систем - импеданса, емкости, проводимости, диэлектрической проницаемости, так и активных - величин и параметров биоэлектрических потенциалов, соединенных с процессами жизнедеятельности. Пассивные электрические свойства отражают перемены в проводимости биотканей за счет перемены кровенаполнения, состава и концентрации веществ в них. Биоэлектрические потенциалы, возникающие в живых клетках, тканях и органах человека и существ - биопотенциалы отражают тонкие физиологические процессы переноса электрических зарядов, связанные с клеточным метаболизмом. Т.о., любые функциональные и патологические перемены в исследуемых системах и органах сказываются на параметрах электрических сигналов, которые являются результатом электрофизиологических изысканий.

Характеристики электрических сигналов при измерении электрического сопротивления биотканей по большей части определяются процессами, происходящими на границе биотканей с электродами. Общее сопротивление электрическому току для природных тканей носит комплексный характер, а изменения физиологических процессов провоцируют перемены в величинах проводимости, активной и реактивной составляющих общего сопротивления биотканей.

Более сложными для изучения и последующего изучения представляются биоэлектрические процессы. Эти процессы

сопутствуют работы каждой функциональной системы или органа человека.

Природа биоэлектrogenеза была поставлена только после возникновения гипотезы электролитической диссоциации в растворах (С.А. Аррениус.). Так как живые ткани возможно рассматривать как растворы электролитов, то электрогенез в них связывают с неравномерным распределением заряженных частиц.

Изучение механизмов появления биопотенциалов с позиций гипотезы электролитической диссоциации дало возможность определить ряд факторов, объясняющих биоэлектrogenез в живых тканях.

1. Цитоплазма клеток важно выделяется по химическому составу от жидкости межклеточного пространства. К примеру, в цитоплазме нервных и мышечных клеток позвоночных существ концентрация заряженных частиц калия в 30 – 40 раз более, а концентрация заряженных частиц натрия в 10 раз менее, чем в межклеточной жидкости,

2. Разность ионных концентраций создает условия для выравнивания содержания заряженных частиц внутри и вне клетки. Этому процессу препятствует клеточная мембрана.

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Чем вызвано высокое значение диэлектрической проницаемости живых тканей в электрическом поле?
2. Какими морфологическими структурами определяются омическая и емкостная составляющие полного сопротивления биологических тканей?
3. Почему физиотерапевтическое воздействие на живую ткань постоянным током не сопровождается заметным тепловым эффектом?
4. Как и почему сопротивление живой ткани зависит от частоты переменного тока?
5. Как и за счет какой составляющей изменяется импеданс ткани при изменении ее кровенаполнения?
6. Каковы диагностические задачи реографического исследования?
7. К какому типу веществ относится большинство биологических тканей?

ТЕСТОВЫЕ ВОПРОСЫ

1. С уменьшением частоты импеданс большинства здоровых биотканей
 - а) увеличивается
 - б) уменьшается
 - в) не изменяется
 - г) сначала уменьшается, а затем увеличивается
2. Составляющие, входящие в импеданс живой биоткани
 - а) ёмкостное, активное и индуктивное сопротивления
 - б) активное и индуктивное сопротивления
 - в) ёмкостное и активное сопротивления
 - г) ёмкостное и индуктивное сопротивления

3. После подключения биоткани к постоянному напряжению менее 36 вольт в ней устанавливается постоянная сила тока через

- а) 10-20 минут
- б) 1-2 минуты
- в) 1-2 секунды
- г) 20-40 минут

4. Наличие зависимости импеданса биоткани от частоты связано с наличием

- а) активного сопротивления
- б) индуктивного сопротивления
- в) сочетания емкостного и индуктивного сопротивления
- г) емкостного сопротивления

5. Скорость движения ионов в биоткани, помещенной в постоянное электрическое поле, зависит

- а) от подвижности ионов и напряженности поля
- б) от подвижности ионов
- в) от напряженности электрического поля
- г) от силы тока, протекающего в биоткани

6. Фактором воздействия на биоткани при индуктотермии является

- а) переменный электрический ток частотой 10-15 МГц
- б) переменное магнитное поле частотой 10-15 МГц
- в) электромагнитные волны высокой частоты
- г) постоянное магнитное поле

7. Микроволновая терапия – это воздействие на биоткани ...

- а) магнитным полем частотой свыше 300 МГц
- б) электромагнитным излучением с частотой выше 300 МГц
- в) электрическим током высокой частоты
- г) локальным постоянным электрическим током

8. Инфракрасное излучение проникнет в биоткань на

а) 15 - 20 см

б) 15 - 20 мм

в) 1,5 - 2 мм

г) 1,5 - 2 см

ГЛАВА 4.

МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ, ОСНОВАННЫЕ НА ИЗМЕРЕНИИ БИОПОТЕНЦИАЛОВ

§ 4.1. Биопотенциалы и их параметры.

Электрография

§ 4.2. Причина возникновения потенциала покоя

Стационарный потенциал Гольдмана

§ 4.3. Условия возникновения и фазы

потенциала действия

§ 4.4. Механизм генерации потенциала действия

§ 4.5. Методы регистрации и эксперименталь- ного исследования биопотенциалов

§ 4.6. Электрокардиография

§ 4.7. Потенциал покоя

§ 4.8. Потенциал действия

§ 4.9. Распространение потенциала действия.

Распространение потенциала действия по немиелинизированным волокнам

§ 4.10. Распространение потенциала действия по миелинизированным волокнам

§ 4.1. Биопотенциалы и их параметры. Электрография

Биопотенциалы – любые разности потенциалов в живых системах: разность потенциалов между клеткой и окружающей средой; между возбуждённым и невозбуждённым участками клетки; между участками одного организма, находящимися в разных физиологических состояниях.

Разность потенциалов – электрический градиент – характерная черта всего живого.

Виды биопотенциалов:

1. *Потенциал покоя* (ПП) – постоянно существующая в живых системах разность потенциалов, характерная для стационарного состояния системы. Он поддерживается постоянно протекающими звеньями обмена веществ.

2. *Потенциал действия* (ПД) – быстро возникающая и вновь исчезающая разность потенциалов, характерная для переходных процессов.

Биопотенциалы тесно связаны с метаболическими процессами, следовательно, являются *показателями физиологического состояния системы*.

Величина и характер биопотенциалов являются показателями изменений в клетке в норме и патологии.

Существует большая группа *электрофизиологических методов диагностики*, основанных на регистрации биопотенциалов (ЭКГ, ЭМГ и т.д.).

В основе возникновения биопотенциалов лежит несимметричное относительно мембраны распределение ионов, т.е. различные концентрации ионов по разные стороны мембраны. *Непосредственная причина* – различная скорость диффузии ионов по их градиентам, определяющаяся селективностью мембраны.

Биопотенциалы – ионные потенциалы, преимущественно мембранной природы – это основное положение *Мембранной теории биопотенциалов* (Бернштейн, Ходжкин, Катц).

§ 4.2. Причина возникновения потенциала покоя. Стационарный потенциал Гольдмана

Натриевый насос – создаёт и поддерживает градиент концентрации иона натрия, иона калия, регулируя их поступление в клетку и выведение из неё.

В состоянии покоя клетка проницаема, главным образом, для ионов калия. Они диффундируют по градиенту концентрации через клеточную мембрану из клетки в окружающую жидкость. Крупные органические анионы, содержащиеся в клетке не могут преодолеть мембрану. Таким образом внешняя поверхность мембраны заряжается положительно, а внутренняя – отрицательно.

Изменение зарядов и разности потенциалов на мембране продолжается пока силы, обуславливающие градиент концентрации калия не уравниваются силами возникающего электрического поля, следовательно, не будет достигнуто стационарное состояние системы.

Разность потенциалов через мембрану в этом случае и есть – потенциал покоя.

Вторая причина возникновения потенциала покоя – электрогенность калий-натриевого насоса.

Теоретическое определение потенциала покоя:

При учёте лишь калиевой проницаемости мембраны в состоянии покоя потенциал покоя можно вычислить по уравнению Нернста:

$$ПП = \frac{RT}{F} \ln \frac{C_{iK}}{C_{eK}}, \quad (4.1)$$

где R – универсальная газовая постоянная,

T – абсолютная температура,

F – число Фарадея,

C_{iK} – концентрация калия внутри клетки,

C_{eK} – концентрация калия снаружи клетки.

На самом деле, помимо ионов калия, клеточная мембрана проницаема также и для ионов натрия и хлора, однако в меньшей степени. Если градиент натрия поступает

внутри клетки, то мембранный потенциал уменьшается. Если градиент хлора поступает внутрь клетки, то мембранный потенциал увеличивается.

Если учесть диффузию всех ионов и считать электрическое поле однородным по всей толщине мембраны, то потенциал покоя возможно будет рассчитать по уравнению Гольдмана:

$$ПП = \frac{RT}{F} \ln \frac{P_K C'_K + P_{Na} C'_{Na} + P_{Cl} C^e_{Cl}}{P_K C^e_K + P_{Na} C^e_{Na} + P_{Cl} C'_{Cl}}, \quad (4.2)$$

где P – проницаемость мембраны для данного иона.

§ 4.3. Условия возникновения и фазы потенциала действия

Раздражители – внешние или внутренние факторы, действующие на клетку.

При действии раздражителей на клетку меняется электрическое состояние клеточной мембраны.

Потенциал действия возникает лишь при действии раздражителя достаточной силы и длительности.

Пороговая сила – минимальная сила раздражителя, необходимая для инициации потенциала действия. Раздражители большей силы – *надпороговые*; меньшей силы – *подпороговые*. Пороговая сила раздражителя находится в обратной зависимости от его длительности в определённых пределах.

Если у раздражителя надпороговой или пороговой силы на участке раздражения возникает электрический импульс характерной формы, распространяющийся вдоль всей мембраны, то возникнет потенциал действия.

Фазы потенциала действия:

1. Восходящая – *деполяризация*;
2. Нисходящая – *реполяризация*;
3. *Гиперполяризация* (возможна, но не обязательна).

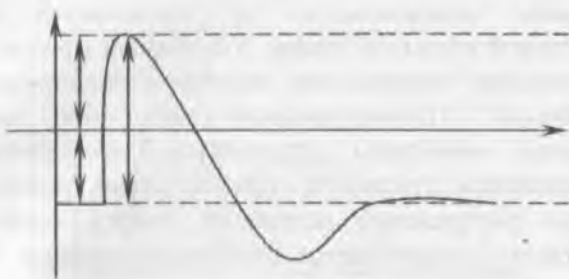


Рис. 4.1. Фазы потенциала действия: $\varphi_{ц}$ – потенциал цитоплазмы; Δ – действие раздражителя ((над)пороговой силы); δ – деполяризация; p – реполяризация; $г$ – гиперполяризация.

Фаза деполяризации – быстрая перезарядка мембраны: внутри положительный заряд, снаружи – отрицательный.

Фаза реполяризации – возвращение заряда и потенциала мембраны к исходному уровню.

Фаза гиперполяризации – временное превышение уровня покоя, предшествующее восстановлению потенциала покоя.

Амплитуда потенциала действия заметно превышает амплитуду потенциала покоя – «овершут» (перелёт).

§ 4.4. Механизм генерации потенциала действия

Потенциал действия – результат изменения ионной проницаемости мембраны.

Проницаемость мембраны для ионов натрия – непосредственная функция мембранного потенциала. Если мембранный потенциал понижается, то натриевая проницаемость возрастает.

Действие порогового раздражителя: уменьшение мембранного потенциала до критической величины (критическая деполяризация мембраны) → резкое повышение натриевой проницаемости → усиленный приток натрия в клетку по градиенту → дальнейшая деполяризация мембраны

→ процесс закичивается → включается механизм положительной обратной связи. Усиленный приток натрия в клетку вызывает перезарядку мембраны и окончание фазы деполяризации. Положительный заряд на внутренней поверхности мембраны становится достаточным для уравнивания градиента концентрации ионов натрия. Усиленное поступление натрия в клетку заканчивается, следовательно, заканчивается фаза деполяризации. $P_K : P_{Na} : P_{Cl}$:

в состоянии покоя: 1 : 0,54 : 0,045;

на высоте фазы деполяризации: 1 : 20,0 : 0,045.

В процессе фазы деполяризации проницаемость мембраны для ионов калия и хлора не меняется, а для ионов натрия – возрастает в 500 раз.

Фаза реполяризации: увеличивается проницаемость мембраны для ионов калия → усиленный выход ионов калия из клетки по градиенту концентрации → Уменьшение положительного заряда на внутренней поверхности мембраны, обратное изменение мембранного потенциала → уменьшение натриевой проницаемости → обратная перезарядка мембраны → уменьшение калиевой проницаемости, замедление оттока калия из клетки.

К концу фазы реполяризации происходит восстановление потенциала покоя. Мембранный потенциал и проницаемость мембраны для ионов калия и натрия возвращается к уровню покоя.

Фаза гиперполяризации: возникает, если проницаемость мембраны для ионов калия ещё повышена, а для ионов натрия уже вернулась к уровню покоя.

Резюме:

Потенциал действия формируется двумя потоками ионов через мембрану. Поток ионов натрия внутрь клетки → перезарядка мембраны. Поток ионов калия наружу → восстановление потенциала покоя. Потоки почти одинаковы по величине, но сдвинуты по времени.



Рис. 4.2. Фаза гиперполяризации.

Диффузия ионов через клеточную мембрану в процессе генерации потенциала действия осуществляется по каналам, которые являются высокоселективными, т.е. они обладают большей проницаемостью для данного иона (открытие для него дополнительных каналов).

При генерации потенциала действия клетка приобретает определённое количество натрия и теряет определённое количество калия. Выравнивание концентраций этих ионов между клеткой и средой не происходит благодаря калий-натриевому насосу.

§ 4.5. Методы регистрации и экспериментального исследования биопотенциалов

1. Внутриклеточное отведение.

Один электрод погружают в межклеточную жидкость, другой (микроэлектрод) - вводится в цитоплазму. Между ними – измерительный прибор.

Микроэлектрод представляет собой полую трубку, кончик которой оттянут до диаметра в доли микрона, а пипетка наполнена хлоридом калия. При введении микроэлектрода мембрана плотно охватывает кончик, и повреждения клетки почти не происходит.

Для создания потенциала действия в эксперименте клетка стимулируется надпороговыми токами, т.е. ещё одна пара электродов связана с источником тока. На микроэлектрод подаётся положительный заряд.



Рис.4.3.

С их помощью можно регистрировать биопотенциалы как крупных, так и мелких клеток, а также биопотенциалы ядер. Но наиболее удобным, классическим объектом исследований, являются биопотенциалы крупных клеток. Например,

- Nitella ПП 120 мВ ($120 \cdot 10^3$ В);
- Гигантский аксон кальмара ПП 60 мВ;
- Клетки миокарда человека ПП 90 мВ.

2. Фиксация напряжения на мембране.

В определённый момент развитие потенциала действия искусственно прерывается с помощью специальных электронных схем.

При этом фиксируется значение мембранного потенциала и величины ионных потоков через мембрану в данный момент, следовательно, есть возможность их измерения.

3. Перфузия нервных волокон.

Перфузия – замена оксоплазмы искусственными растворами различного ионного состава. Таким образом, можно определить роль конкретного иона в генерации биопотенциалов.

При неизменном функциональном состоянии потенциал покоя не изменяется. Под влиянием различных факторов физического или химического происхождения величина мембранного потенциала может изменяться, и эти изменения описываются потенциалом действия. Амплитуда потенциала действия у большинства нервных клеток млекопитающих составляет 100 – 110 мВ (при длительности 1 – 2 мс), для скелетных и сердечных мышечных волокон – 110 – 120 мВ (при длительности 3 – 5 мс для скелетных и 50 – 600 мс для сердечных). В мышечном волокне потенциал действия способствует осуществлению цепи физико-химических и ферментативных реакций, лежащих в основе механизма сокращения мышц. Постсинаптические потенциалы возникают на небольших участках клеточной мембраны, входящих в состав синапса. Величина этих потенциалов составляет несколько милливольт при длительности 10 – 15 мс.

Электрическая активность отдельных клеток в процессе жизнедеятельности характеризуется возникновением разности потенциалов для различных точек биотканей и органов живого организма.

§ 4.6. Электрокардиография

Электрография – группа методов, основанных на регистрации биопотенциалов тканей и органов в диагностических или исследовательских целях. Физический подход к электрографии заключается в создании модели электрического генератора, которая соответствует картине “снимаемых” потенциалов. Существуют две фундаментальные задачи электрографии: расчет потенциала в области измерения по заданным характеристикам электрического генератора – прямая задача (или задача воздействия); расчет характеристик электрического генератора по измеренному потенциалу – обратная задача (диагностическая). Рассмотрим основные виды электрографии.

Электрокардиография (ЭКГ) – это метод регистрации электрических потенциалов, возникающих в сердце во время сердечного цикла. Физический подход к выяснению связи между потенциалами сердца и их внешним проявлением заключается в моделировании источников этих биопотенциалов.

Современные ЭКГ исследования основаны на модели, предложенной В. Эйнтховеном (треугольник Эйнтховена, рис. 4.4). Согласно этой модели сердце – токовый диполь с дипольным моментом PC , который изменяет свое положение и точку приложения во время сердечного цикла и расположен в центре равностороннего проводящего ($\sigma = \text{const}$, $\varepsilon = \text{const}$) треугольника, вершинами которого является правая (R) и левая (L) руки и левая (F) нога.

Считается справедливым соотношение $URL: URF: UFL = U1: U2: U3$, где URL , URF , UFL – разности потенциалов, измеряемые между правой и левой руками, правой рукой и левой ногой, левыми рукой и ногой соответственно.

Разность биопотенциалов, регистрируемая между двумя точками биоструктуры (точками наложения электродов), называется отведением. Гипотетическая линия, соединяющая два электрода, участвующие в образовании электрокардиографического отведения, называется осью отведения.

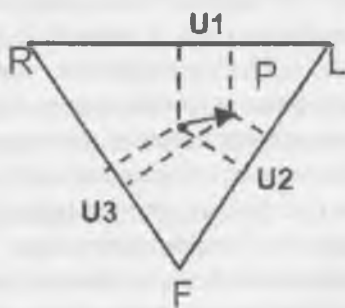


Рис. 4.4. Электрическая модель сердца по Эйнтховену.

В настоящее время в клинической практике наиболее широко используют 12 отведений ЭКГ, запись которых является обязательной при каждом электрокардиографическом исследовании: 3 стандартных отведения, 3 усиленных однополюсных отведения от конечностей и 6 грудных отведений.

Стандартные двухполюсные отведения: *I* – отведение $R-L$, *II* – отведение $R-F$, *III* – отведение $L-F$. Для записи этих отведений электроды накладывают на правой руке (красная маркировка), левой руке (желтая маркировка) и на левой ноге (зеленая маркировка). Эти электроды попарно подключаются к электрокардиографу (многоканальному усилителю биопотенциалов с блоками обработки и регистрации). Четвертый электрод устанавливают на правую ногу (черная маркировка) для подключения к цепи заземления.

Усиленные однополюсные отведения (по Гольдбергу) регистрируют разность потенциалов между одной из конечностей, на которой установлен активный положительный электрод данного отведения (правая рука, левая рука, левая нога), и средним потенциалом двух других конечностей (рис. 4.5). Средний потенциал (отрицательный электрод) образуется при соединении конечностей через дополнительные резисторы одинакового сопротивления. Обозначают усиленные отведения следующим образом: aVR – отведение $R-(L+F)$; aVL – отведение $L-(R+F)$; aVF – отведение $F-(R+L)$.

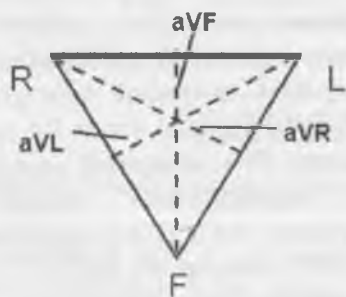


Рис. 4.5. Структура усиленных однополюсных отведений.



Рис. 4.6. Схематическое расположение электродов.

Грудные однополюсные отведения (по Вильсону) регистрируют разность потенциалов между активным положительным электродом, установленным в определенных точках на поверхности грудной клетки, и отрицательным объединенным электродом. Последний образуется при соединении через дополнительные резисторы равного сопротивления трех конечностей (правой руки, левой руки и левой ноги), объединенный потенциал которых близок к нулю. Грудные отведения обозначаются буквой *V* с добавлением номера позиции активного электрода. Схематичное расположение электродов показано на рис. 4.6: *V1* – активный электрод установлен в четвертом межреберье по правому краю грудины; *V2* – активный электрод установлен в четвертом межреберье по левому краю грудины; *V3* – активный электрод находится между второй и четвертой позициями, примерно на уровне четвертого ребра; *V4* – активный электрод установлен в пятом межреберье по левой срединно-ключичной линии; *V5* – активный электрод расположен на том же горизонтальном уровне, что и *V4*, по левой передней подмышечной линии; *V6* – активный электрод находится на левой средней подмышечной линии на том же горизонтальном уровне, что и электроды отведений *V4*, *V5*.

Общий вид ЭКГ показан на рис. 4.7. Нормальная ЭКГ состоит из трех направленных вверх положительных зубцов

P, R, T , двух направленных вниз отрицательных зубцов Q, S и нерегулярного положительного зубца U .

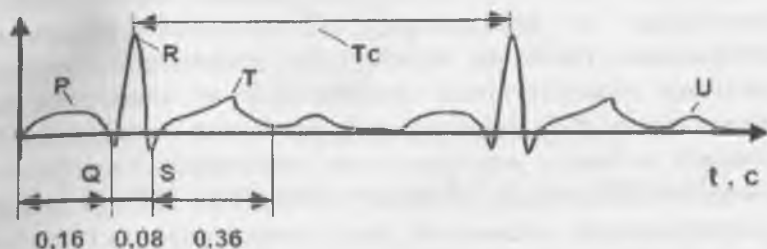


Рис. 4.7. Структура и временные интервалы электрокардиограммы.

Средний период сердечных сокращений TC (период ЭКГ) для здорового человека в спокойном состоянии – около одной секунды. Амплитуда сигнала ЭКГ не превышает 1 – 3 мВ. Для записи электрокардиограмм одновременно с нескольких отведений используются аналоговые или цифровые электронные приборы – электрокардиографы.

Рассмотренные методы исследования электрической активности сердца в основном описывают временные изменения вектора дипольного момента и не дают представления о его пространственной ориентации.



Рис. 4.8. Структурная схема электрокардиографа.

Вектор-кардиография (ВКГ) – метод пространственного исследования электрического поля сердца. Вектор-кардиограмма – это геометрическое место точек, соответствующее

концу вектора дипольного момента сердца PC , положение которого изменяется за время сердечного цикла. Отведения для ВКГ выбирают в целях регистрации вертикальных, сагитальных и фронтальных компонентов сердечных потенциалов. Наиболее проста для реализации система отведений, использующая стандартные и однополюсные отведения для ЭКГ. Предположим, что сигнал с отведения RL подведен к каналу вертикального отклонения электронно-лучевого осциллографа, а сигнал с отведения aVF – к каналу горизонтального отклонения, как схематично показано на рис. 4.9. Тогда на экране получим кривую, отражающую изменение во времени вектора PC в проекции на фронтальную плоскость.



Рис. 4.9. ВКГ с использованием треугольника Эйнтховена.

Аналогичные варианты фронтальных проекций получают, используя комбинации отведений RF и aVL , LF и aVR . Несмотря на частичную унификацию с основными отведениями, эта методика не позволяет получить полную пространственную картину электрической активности сердца.

Более информативна ортогональная система отведений ВКГ (рис. 4.10). Электроды 1,2,3 устанавливают на спине, а электрод 4 – на груди пациента. Положение электродов соответствует вершинам условного параллелепипеда или куба, центр которых совпадает с электрическим полем сердца.



Рис. 4.10. Ортогональная система ВКГ отведений.

Используя комбинации электродов (1, 2, 3), (1, 2, 4) и (2, 3, 4), получают проекции ВКГ на плоскости ортогональной системы, что дает возможность сформировать пространственную картину электрического поля сердца.

В кардиодиагностике также используют систему перикардиальных отведений (по Акулиничеву). Эти отведения образованы электродами (рис. 4.11) 1, 2, 3, 4, которые устанавливают на груди в вершинах прямо-угольника, и дополнительным электродом 5, размещенным на спине пациента.

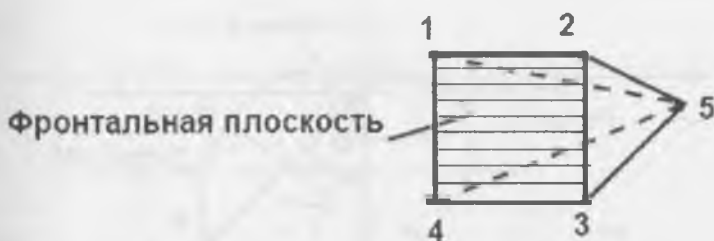


Рис. 4.11. Перикардиальная система ВКГ отведений.

В перикардиальной системе шесть отведений (1 – 3, 2 – 4, 1 – 5, 2 – 5, 3 – 5, 4 – 5) обеспечивают формирование проекций в пяти плоскостях. По правилам пространственной геометрии в данной системе отведений только одна фронтальная плоскость совпадает с ортогональной системой координат, остальные образуют косоугольную систему

координат. Такой подход расширил диагностические возможности метода.

ВКГ состоит из трех петель QRS , P , T (рис. 4.12) аналогично зубцам ЭКГ. Все петли имеют общую нулевую точку O , откуда начинаются и заканчиваются петли.

На вектор-кардиограмме для исследований выделяют следующие элементы: петлю QRS , соответствующую процессу деполяризации желудочков сердца; петлю T , отражающую процесс реполяризации желудочков; петлю P , представляющую собой процесс возбуждения предсердий; максимальные векторы OM и ON петель QRS и T соответственно; AB – максимальную ширину петли QRS ; ϕT – угол расхождения между максимальными векторами петель QRS и T , а также ряд других параметров. При диагностике на основе ВКГ анализируют форму петель, площадь, максимальные вектор и ширину, скорость образования, локализацию, углы расхождения, пространственное расположение.

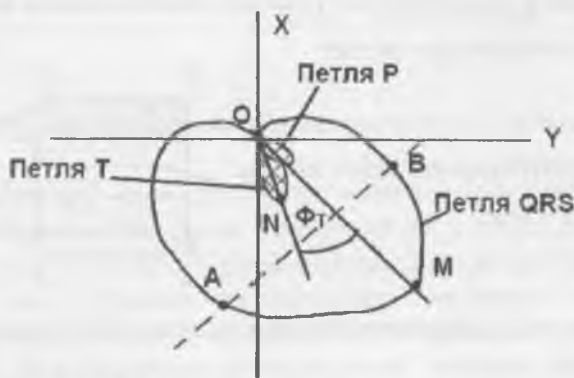


Рис. 4.12. Общий вид вектор-кардиограммы.

Поликардиография (ПКГ) – метод исследования фазовой структуры сердечного цикла по изменению интервалов между элементами, синхронно регистрируемых СФГ сонной артерии, ФКГ и ЭКГ.

Разделение сердечного цикла на фазы связывают с выделением этапов функционирования сердца как насоса, а именно с изменением давления в его полостях. При использовании метода ПКГ для фазового анализа принимают, что длительность волны центрального пульса на сфигмограмме сонной артерии равна периоду изгнания крови из левого желудочка сердца, регистрируемому на ФКГ. Нормальные показатели ПКГ-среднестатистические интервалы времени между фазами сердечного цикла (рис. 4.13) для лиц, не имеющих патологии. Выделяют статические и динамические показатели ПКГ.

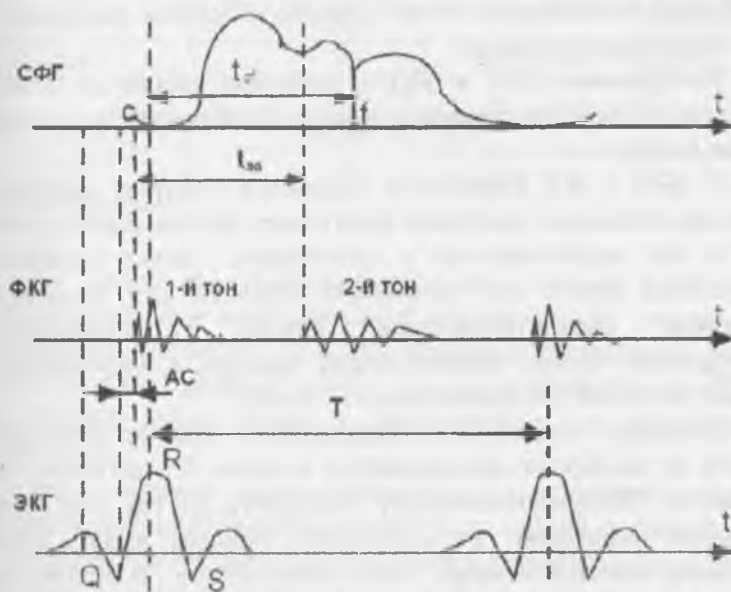


Рис. 4.13. Фазовая структура поликардиографии.

Статические показатели ПКГ – показатели, слабо зависящие от частоты сердечных сокращений, например: фаза асинхронного сокращения $AC = t_Q$ (ЭКГ) – t 1-го тона (ФКГ),

фаза изоволюмического сокращения $IC = t_{sa} \text{ (ФКГ)} - t_{ef} \text{ (СФГ)}$.

Динамические показатели — показатели, зависящие от периода T сердечных сокращений (измеряют в секундах), например: период изгнания $t_e = 0.109T + 0.159$, длительность механической систолы $S_m = 0.114T + 0.185$. С помощью ПКГ диагностируют нарушения сосудистой системы, синхронность работы клапанного аппарата сердца.

§ 4.7. Потенциал покоя

Потенциалом покоя (ПП) называют мембранный потенциал возбудимой клетки в невозбужденном состоянии.

История открытия.

Изображение ПП и ПД в качестве эмблемы Отдела Биофизики Мембран Биофизического Сообщества на медали имени Коула.

В 1902 г. Ю. Бернштейн выдвинул гипотезу, согласно которой клеточная мембрана пропускает внутрь клетки ионы K^+ , и они накапливаются в цитоплазме. Расчет величины потенциала покоя по уравнению Нернста для калиевого электрода удовлетворительно совпал с измеренным потенциалом между саркоплазмой мышцы и окружающей средой, который составлял около -70 мВ.

Согласно теории Ю. Бернштейна, при возбуждении клетки её мембрана повреждается, и ионы K^+ вытекают из клетки по концентрационному градиенту до тех пор, пока потенциал мембраны не становится равным нулю. Затем мембрана восстанавливает свою целостность, и потенциал возвращается к уровню потенциала покоя. Это утверждение, относящееся скорее к потенциалу действия, было опровергнуто Ходжкином и Хаксли в 1939 году.

Теорию Бернштейна касательно потенциала покоя подтвердил Кеннет Стюарт Коул (Kenneth Stewart Cole), иногда его инициалами ошибочно принимают К. С. Cole, из-за его прозвища, Кейси («Касу»). ПП и ПД изображены на

известной иллюстрации Коула и Curtis, 1939. Этот рисунок стал эмблемой Membrane Biophysics Group of the Biophysical Society (см. иллюстрацию).

Общие положения. Для того, чтобы на мембране поддерживалась разность потенциалов необходимо определенное содержание различных ионов внутри и снаружи клетки (табл. 4.1).

Таблица 4.1.

Концентрации ионов в клетке скелетной мышцы и во внеклеточной среде.

Ионы	Концентрация в саркоплазме (ммоль)	Концентрация вне клетки (ммоль)
K ⁺	140	2,5
Na ⁺	10	120
Cl ⁻	3-4	120
Ca ²⁺	<0,001	2
A- (полипептиды)	140	0

С помощью уравнения Нернста можно рассчитать равновесный трансмембранный потенциал для K⁺, который и определяет значение ПП. Но значение потенциала покоя полностью не совпадает с E_{K^+} , так как в создании его участвуют также ионы натрия и хлора, вернее, их равновесные потенциалы.

Впоследствии было доказано, что основной вклад в создание потенциала покоя вносит выходящий калиевый ток, который осуществляется через специфические белки-каналы—калиевые каналы постоянного тока. В покое калиевые каналы открыты, а натриевые каналы закрыты. Ионы калия выходят из клетки по градиенту концентрации, что создает на наружной стороне мембраны избыток положительных зарядов; на внутренней стороне мембраны создается отрицательный заряд. Некоторый (небольшой) вклад в создание

потенциала покоя вносит также работа натрий-калиевой АТФазы.

Потенциал покоя для большинства нейронов составляет величину порядка -60 мВ -70 мВ. У клеток невозбудимых тканей на мембране также имеется разность потенциалов, разная для клеток разных тканей и организмов.

§ 4.8. Потенциал действия

Потенциал действия – волна возбуждения, перемещающаяся по мембране живой клетки в процессе передачи нервного сигнала. По сути своей представляет электрический разряд – быстрое кратковременное изменение потенциала на небольшом участке мембраны возбудимой клетки (нейрона, мышечного волокна или железистой клетки), в результате которого наружная поверхность этого участка становится отрицательно заряженной по отношению к соседним участкам мембраны, тогда как его внутренняя поверхность становится положительно заряженной по отношению к соседним участкам мембраны. Потенциал действия является физической основой нервного или мышечного импульса, играющего сигнальную (регуляторную) роль.

Потенциалы действия могут различаться по своим параметрам в зависимости от типа клетки и даже на различных участках мембраны одной и той же клетки. Наиболее характерный пример различий: потенциал действия сердечной мышцы и потенциал действия большинства нейронов. Тем не менее, в основе любого потенциала действия лежат следующие явления:

Мембрана живой клетки поляризована – её внутренняя поверхность заряжена отрицательно по отношению к внешней благодаря тому, что в растворе возле её внешней поверхности находится большее количество положительно заряженных частиц (катионов), а возле внутренней

поверхности – большее количество отрицательно заряженных частиц (анионов).

Мембрана обладает избирательной проницаемостью – её проницаемость для различных частиц (атомов или молекул) зависит от их размеров, электрического заряда и химических свойств.

Мембрана возбудимой клетки способна быстро менять свою проницаемость для определённого вида катионов, вызывая переход положительного заряда с внешней стороны на внутреннюю (рис.4.14).

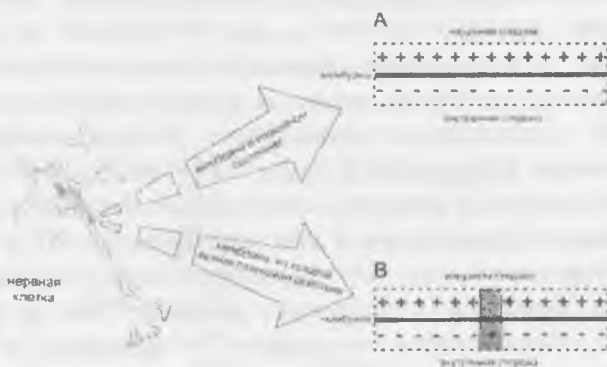


Рис. 4.14. Схема распределения зарядов по разные стороны мембраны возбудимой клетки в спокойном состоянии (А) и при возникновении потенциала действия (В).

Первые два свойства характерны для всех живых клеток. Третье же является особенностью клеток возбудимых тканей и причиной, по которой их мембраны способны генерировать и проводить потенциалы действия.

Фазы потенциала действия:

1. Предспайк — процесс медленной деполяризации мембраны до критического уровня деполяризации (местное возбуждение, локальный ответ).

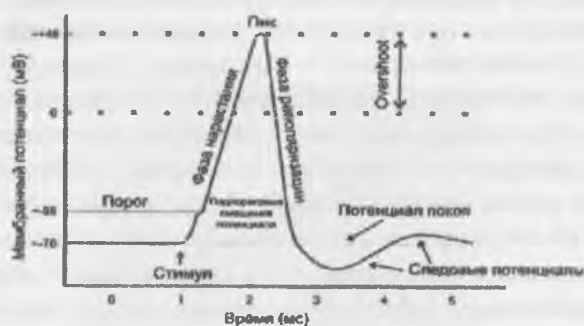
2. Пиковый потенциал, или спайк, состоящий из восходящей части (деполяризация мембраны) и нисходящей части (реполяризация мембраны).
3. Отрицательный следовой потенциал — от критического уровня деполяризации до исходного уровня поляризации мембраны (следовая деполяризация).
4. Положительный следовой потенциал — увеличение мембранного потенциала и постепенное возвращение его к исходной величине (следовая гиперполяризация).

Общие положения.

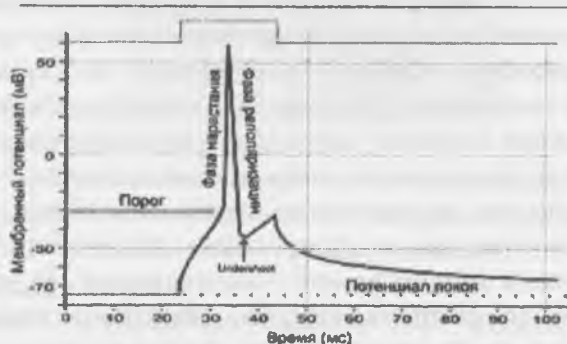
Поляризация мембраны живой клетки обусловлена отличием ионного состава с её внутренней и наружной стороны. Когда клетка находится в спокойном (невозбуждённом) состоянии, ионы по разные стороны мембраны создают относительно стабильную разность потенциалов, называемую потенциалом покоя. Если ввести внутрь живой клетки электрод и измерить мембранный потенциал покоя, он будет иметь отрицательное значение (порядка -70 — -90 мВ). Это объясняется тем, что суммарный заряд на внутренней стороне мембраны существенно меньше, чем на внешней, хотя с обеих сторон содержатся и катионы, и анионы. Снаружи — на порядок больше ионов натрия, кальция и хлора, внутри — ионов калия и отрицательно заряженных белковых молекул, аминокислот, органических кислот, фосфатов, сульфатов. Надо понимать, что речь идёт именно о заряде поверхности мембраны — в целом среда и внутри, и снаружи клетки заряжены нейтрально.

Потенциал мембраны может изменяться под действием различных стимулов. Искусственным стимулом может служить электрический ток, подаваемый на внешнюю или внутреннюю сторону мембраны через электрод. В естественных условиях стимулом часто служит химический сигнал от соседних клеток, поступающий через синапс или путём диффузной передачи через межклеточную среду. Смещение мембранного потенциала может происходить в

отрицательную (*гиперполяризация*) или положительную (*деполяризация*) сторону.



Схематический потенциал действия



Ход реального потенциала действия

Рис. 4.15. А. Схематичное изображение идеализированного потенциала действия. В. Реальный потенциал действия пирамидного нейрона гиппокампа крысы. Форма реального потенциала действия обычно отличается от идеализированной.

В нервной ткани потенциал действия, как правило, возникает при деполяризации — если деполяризация мембраны нейрона достигает некоторого порогового уровня или превышает его, клетка возбуждается, и от её тела к аксонам и дендритам распространяется волна электрического сигнала. (В реальных условиях на теле нейрона обычно

возникают постсинаптические потенциалы, которые сильно отличаются от потенциала действия по своей природе, например, они не подчиняются принципу «всё или ничего». Эти потенциалы преобразуются в потенциал действия на особом участке мембраны – аксонном холмике, так что потенциал действия не распространяется на дендриты).

Это обусловлено тем, что на мембране клетки находятся ионные каналы – белковые молекулы, образующие в мембране поры, через которые ионы могут проходить с внутренней стороны мембраны на наружную и наоборот (рис. 4.16). Большинство каналов ионоспецифичны – натриевый канал пропускает практически только ионы натрия и не пропускает другие (это явление называют селективностью). Мембрана клеток возбудимых тканей (нервной и мышечной) содержит большое количество *потенциал-зависимых* ионных каналов, способных быстро реагировать на смещение мембранного потенциала. Деполяризация мембраны в первую очередь вызывает открытие потенциал-зависимых натриевых каналов. Когда одновременно открывается достаточно много натриевых каналов, положительно заряженные ионы натрия устремляются через них на внутреннюю сторону мембраны. Движущая сила в данном случае обеспечивается градиентом концентрации (с внешней стороны мембраны находится намного больше положительно заряженных ионов натрия, чем внутри клетки) и отрицательным зарядом внутренней стороны мембраны (см. рис. 4.15). Поток ионов натрия вызывает ещё большее и очень быстрое изменение мембранного потенциала, которое и называют *потенциалом действия*.

Согласно закону «всё-или-ничего» мембрана клетки возбудимой ткани либо не отвечает на стимул совсем, либо отвечает с максимально возможной для неё на данный момент силой. То есть, если стимул слишком слаб и порог не достигнут, потенциал действия не возникает совсем; в то же время, пороговый стимул вызовет потенциал действия такой же амплитуды, как и стимул, превышающий пороговый. Это

отнюдь не означает, что амплитуда потенциала действия всегда одинакова — один и тот же участок мембраны, находясь в разных состояниях, может генерировать потенциалы действия разной амплитуды.

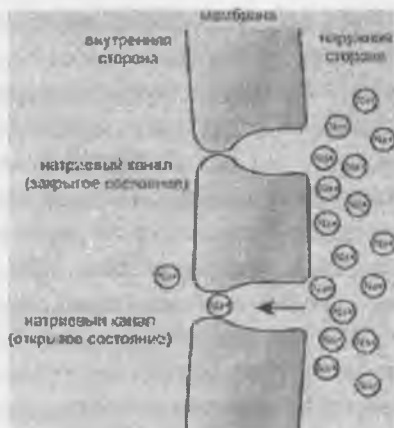


Рис. 4.16. Простейшая схема, демонстрирующая мембрану с двумя натриевыми каналами в открытом и закрытом состоянии, соответственно.

После возбуждения нейрон на некоторое время оказывается в состоянии абсолютной рефрактерности, когда никакие сигналы не могут его возбудить снова, затем входит в фазу относительной рефрактерности, когда его могут возбудить исключительно сильные сигналы (при этом амплитуда ПД будет ниже, чем обычно). Рефрактерный период возникает из-за инактивации быстрого натриевого тока, то есть инактивации натриевых каналов.

§ 4.9. Распространение потенциала действия по немиелинизированным волокнам

По немиелинизированному волокну ПД распространяется непрерывно. Проведение нервного импульса

начинается с распространением электрического поля. Возникший ПД за счет электрического поля способен деполяризовать мембрану соседнего участка до критического уровня, в результате чего на соседнем участке генерируются новые ПД. Сами ПД не перемещаются, они исчезают там же, где возникают. Главную роль в возникновении нового ПД играет предыдущий.

Если внутриклеточным электродом раздражать аксон посередине, то ПД будет распространяться в обоих направлениях. Обычно же ПД распространяется по аксону в одном направлении (от тела нейрона к нервным окончаниям), хотя деполяризация мембраны происходит по обе стороны от участка, где в данный момент возник ПД. *Одностороннее проведение ПД* обеспечивается свойствами натриевых каналов – после открывания они на некоторое время инактивируются и не могут открыться ни при каких значениях мембранного потенциала (свойство рефрактерности). Поэтому на ближнем к телу клетки участке, где до этого уже «прошел» ПД, он не возникает.

При прочих равных условиях распространение ПД по аксону происходит тем быстрее, чем больше диаметр волокна. По гигантским аксонам кальмара ПД может распространяться почти с такой же скоростью, как и по миелинизированным волокнам позвоночных (около 100 м/с).

§ 4.10. Распространение потенциала действия по миелинизированным волокнам

По миелинизированному волокну ПД распространяется скачкообразно (*сальтаторное проведение*). Для миелинизированных волокон характерна концентрация потенциалзависимых ионных каналов только в областях перехватов Ранвье; здесь их плотность в 100 раз больше, чем в мембранах безмиелиновых волокон. В области миелиновых муфт потенциалзависимых каналов почти нет. ПД, возникший в одном перехвате Ранвье, за счет электрического поля

деполяризует мембрану соседних перехватов до критического уровня, что приводит к возникновению в них новых ПД, то есть возбуждение переходит скачкообразно, от одного перехвата к другому. В случае повреждения одного перехвата Ранвье ПД возбуждает 2-ой, 3-ий, 4-ый и даже 5-ый, поскольку электроизоляция, создаваемая миелиновыми муфтами, уменьшает рассеивание электрического поля. Это увеличивает скорость распространения ПД по миелинизированным волокнам по сравнению с немиелинизированными. Кроме того, миелинизированные волокна толще, а электрическое сопротивление более толстых волокон меньше, что тоже увеличивает скорость проведения импульса по миелинизированным волокнам. Другим преимуществом сальтаторного проведения является его экономичность в энергетическом плане, так как возбуждаются только перехваты Ранвье, площадь которых меньше 1 % мембраны, и, следовательно, необходимо значительно меньше энергии для восстановления трансмембранных градиентов Na^+ и K^+ , расходующихся в результате возникновения ПД, что может иметь значение при высокой частоте разрядов, идущих по нервному волокну.

Чтобы представить, насколько эффективно может быть увеличена скорость проведения за счёт миелиновой оболочки, достаточно сравнить скорость распространения импульса по немиелинизированным и миелинизированным участкам нервной системы человека. При диаметре волокна около 2 μm и отсутствии миелиновой оболочки скорость проведения будет составлять ~ 1 м/с, а при наличии даже слабой миелинизации при том же диаметре волокна – 15-20 м/с. В волокнах большего диаметра, обладающих толстой миелиновой оболочкой, скорость проведения может достигать 120 м/с.

Скорость распространения потенциала действия по мембране отдельно взятого нервного волокна отнюдь не является постоянной величиной – в зависимости от различных условий, эта скорость может очень значительно

уменьшаться и, соответственно, увеличиваться, возвращаясь к некоему исходному уровню.

Активные свойства мембраны.

Активные свойства мембраны, обеспечивающие возникновение потенциала действия, основываются главным образом на поведении потенциалзависимых натриевых (Na^+) и калиевых (K^+) каналов. (рис. 4.17). Начальная фаза ПД формируется входящим натриевым током, позже открываются калиевые каналы и выходящий K^+ -ток возвращает потенциал мембраны к исходному уровню. Исходную концентрацию ионов затем восстанавливает натрий-калиевый насос.

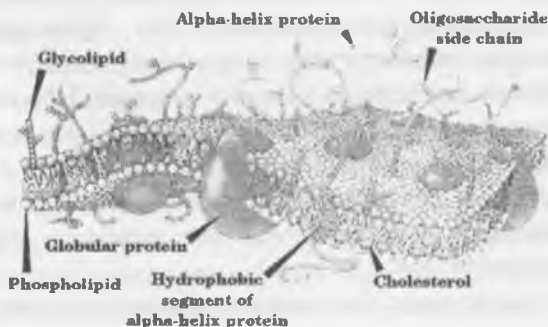


Рис.4.17. Схема строения мембраны клетки.

По ходу ПД каналы переходят из состояния в состояние: у Na^+ каналов основных состояний три – закрытое, открытое и инактивированное (в реальности дело сложнее, но этих трёх достаточно для описания), у K^+ каналов два – закрытое и открытое.

Поведение каналов, участвующих в формировании ПД, описывается через проводимость и высчитывается через коэффициенты переноса (трансфера). Коэффициенты переноса были выведены Ходжкиным и Хаксли.

Проводимость для калия G_K на единицу площади [S/cm^2]

$$G_K = G_{K \max} n^4 \quad (4.3)$$

$$dn/dt = \alpha_n(1-n) - \beta_n n,$$

где:

α_n - коэффициент трансфера из закрытого в открытое состояние для K^+ каналов [1/s];

β_n - коэффициент трансфера из открытого в закрытое состояние для K^+ каналов [1/s];

n - фракция K^+ каналов в открытом состоянии;

$(1-n)$ - фракция K^+ каналов в закрытом состоянии

Проводимость для натрия G_{Na} на единицу площади [S/cm^2] рассчитывается сложнее, поскольку, как уже было сказано, у потенциал-зависимых Na^+ каналов, помимо закрытого/открытого состояний, переход между которыми описывается параметром m , есть ещё инактивированное/не-инактивированное состояния, переход между которыми описывается через параметр h

$$G_{Na} = G_{Na(\max)} m^3 h \quad (4.4)$$

$$dm/dt = \alpha_m(1-m) - \beta_m m, \quad dh/dt = \alpha_h(1-h) - \beta_h h,$$

где:

где:

α_m - коэффициент трансфера из закрытого в открытое состояние для Na^+ каналов [1/s];

α_h - коэффициент трансфера из инактивированного в не-инактивированное состояние для Na^+ каналов [1/s];

β_m - коэффициент трансфера из открытого в закрытое состояние для Na^+ каналов [1/s];

β_h - коэффициент трансфера из не-инактивированного в инактивированное состояние для Na^+ каналов [1/s];

m - фракция Na^+ каналов в открытом состоянии;

h - фракция Na^+ каналов в не-инактивированном состоянии;

$(1-m)$ - фракция Na^+ каналов в закрытом состоянии

$(1-h)$ - фракция Na^+ каналов в инактивированном состоянии.

Уравнение Нернста – уравнение связывающее окислительно-восстановительный потенциал системы с активностями веществ, входящих в электрохимическое уравнение, и стандартными потенциалами окислительно-восстановительных пар, имеет вид:

$$E = E^0 + \frac{RT}{nF} \ln \frac{a_{Ox}}{a_{Red}}, \quad (4.5)$$

где R – универсальная газовая постоянная, равная 8.31 Дж/(моль·К);

T – абсолютная температура;

F – число Фарадея, равное 96485,35 Кл/моль;

n – число молей электронов, участвующих в процессе;

a_{Ox} и a_{Red} – активности соответственно окисленной и восстановленной форм вещества, участвующего в полуреакции.

Если в формулу Нернста подставить числовые значения констант R и F и перейти от натуральных логарифмов к десятичным, то при $T = 298K$ получим

$$E = E^0 + \frac{0,059}{n} \lg \frac{a_{Ox}}{a_{Red}} \quad (4.6)$$

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. На чем основан принцип внеклеточной регистрации биопотенциалов?
2. Биопотенциалы и их параметры. Электрография
3. Какие электроды используют при измерении разности потенциалов?
4. Причина возникновения потенциала покоя. Стационарный потенциал Гольдмана
5. Потенциал покоя
6. Потенциал действия
7. Распространение потенциала действия по немиелинизированным волокнам

ТЕСТОВЫЕ ВОПРОСЫ

1. Электрокардиограмма - это график зависимости
 - а) разности биопотенциалов сердца от частоты сердечных сокращений
 - б) разности биопотенциалов электрического поля сердца от времени
 - в) частоты сердечных сокращений от времени
 - г) биотоков сердца от времени
2. При снятии ЭКГ под электроды помещают влажные марлевые прокладки
 - а) для предотвращения химического ожога
 - б) для предотвращения электрического ожога
 - в) для снижения сопротивления перехода электрод-кожа
 - г) в целях гигиены
3. Марлевые прокладки, помещаемые под электроды при снятии электрокардиограммы, смачивают
 - а) водопроводной водой
 - б) дистиллированной водой

- в) спиртом
- г) лекарственными препаратами

4. Потенциал покоя - это

- а) разность потенциалов между поверхностями мембраны
- б) отрицательный потенциал цитоплазмы невозбужденной клетки
- в) потенциал наружной поверхности клеточной мембраны
- г) потенциал внутренней поверхности клеточной мембраны

5. Причина потенциала действия – это

- а) существование двух ионных потоков натрия и калия, сдвинутых во времени
- б) существование потока ионов натрия внутрь клетки
- в) существование потока ионов калия из клетки наружу
- г) существование потока ионов калия внутрь клетки

6. Специфика усилителей биопотенциалов заключается в том, что выходное сопротивление биологической системы совместно с сопротивлением электродов

- а) достаточно велико;
- б) достаточно мало;
- в) отсутствует.

7. Специфика усилителей биопотенциалов заключается в том, что биопотенциалы –

- а) быстро изменяющиеся процессы;
- б) медленно изменяющиеся процессы;
- в) со временем не изменяются.

8. Специфика усилителей биопотенциалов заключается в том, что биопотенциалы –

- а) сигналы большой величины;
- б) слабые сигналы;
- в) сигналы прямоугольной формы.

9. Потенциал действия в нейроне возникает в

- а) дендрите;
- б) аксоном холмика;
- в) аксоне;
- г) соме;
- д) окончании аксона.

10. Во время пика потенциала действия внутренняя сторона мембраны заряжена

- а) отрицательно;
- б) нейтрально;
- в) положительно.

11. Для возникновения потенциала действия необходимо

- а) действие подпороговых раздражителей;
- б) смещение мембранного потенциала до нуля;
- в) смещение критического уровня мембранного потенциала до нуля;
- г) гиперполяризация мембраны;

12. Что возникает в постсинаптической мембране нейрона (в химическом синапсе) при действии на нее деполяризующего тока

- а) потенциал действия;
- б) возбуждающий постсинаптический потенциал;
- в) тормозной постсинаптический потенциал;
- г) пассивная деполяризация.

13. Потенциал действия возникает

- а) действию подпороговых раздражителей;
- б) действию пороговых раздражителей;
- в) действию неадекватных раздражителей;
- г) действию электрических раздражителей;
- д) действию химических раздражителей.

14. Разность потенциалов между наружной и внутренней сторонами мембраны клетки можно измерить с помощью

- а) электрокардиографии;
- б) электромиографии;
- в) микроэлектродной техники;
- г) электроэнцефалографии.

ГЛАВА 5.

ФОТОМЕТРИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

§ 5.1. Фотометрия

§ 5.2. Концентрационная колориметрия

§ 5.3. Оксигемометрия

§ 5.4. Поляриметрия

§ 5.5. Нефелометрия

§ 5.6. Другие методы медицинской фотометрии

§ 5.1. Фотометрия

Фотометрия – раздел физической оптики и измерительной техники, посвященный методам исследования энергетических характеристик оптического излучения в процессе его испускания, распространения в различных средах и взаимодействия с телами. Фотометрию проводят в диапазонах инфракрасного (длины волн – 10^{-3} – $7 \cdot 10^{-7}$ м), видимого ($7 \cdot 10^{-7}$ – $4 \cdot 10^{-7}$ м) и ультрафиолетового ($4 \cdot 10^{-7}$ – 10^{-8} м) оптических излучений. При распространении электромагнитного излучения оптического диапазона в биологической среде наблюдаются ряд основных эффектов: поглощение и рассеивание излучения атомами и молекулами среды, рассеивание на частицах неоднородностей среды, деполяризация излучения. Регистрируя данные взаимодействия оптического излучения со средой, можно определить количественные параметры, связанные с медико-биологическими характеристиками исследуемого объекта. Для измерения фотометрических величин применяют приборы – фотометры. Устройство всех фотометров отвечает некоторой обобщенной схеме, показанной на рис. 5.1.



Рис. 5.1. Структура фотометра.

Специфическим элементом фотометра является приемник оптического излучения. Различают тепловые, фотоэлектрические и фотохимические приемники. В фото-элек-

тронной аппаратуре в основном нашли применение первые два типа. *Тепловые приемники* преобразуют энергию излучения в теплоту, пропорционально которой вырабатывают ЭДС (термоэлементы, пьезоэлементы) или изменяют свои параметры (болометры – электрическое сопротивление, оптикоакустические преобразователи – размеры чувствительной мембраны). *Фотоэлектрические приемники* основаны на явлениях внутреннего и внешнего фотоэффектов (фоторезисторы, фотодиоды и фототранзисторы, фотоэлектронные умножители, приборы с зарядовой связью). Тепловые приемники обладают значительной широкополосностью и небольшой чувствительностью. Преимущество фотоэлектрических приемников – в их чувствительности, однако она достижима лишь в узких частотных интервалах.

§ 5.2. Концентрационная колориметрия

Колориметрия (лат. color – цвет) – это физико-химический метод исследования состава биосред по степени окраски их растворов. Основан на визуальных и фотометрических измерениях. Известно, что количественной характеристикой цвета является концентрация красящего вещества в растворе. Для большинства биожидкостей (кровь, моча, желчь) разработаны методики приготовления диагностических растворов. Количественные соотношения метода основаны на законе Бугера – Ламберта – Бера, согласно которому поглощение (абсорбция) света раствором зависит от толщины слоя и концентрации поглощающего вещества в растворе. Этот закон справедлив только для монохроматического излучения ($\lambda = \text{const}$), поэтому в качестве облучателя удобно использовать лазер. Если принять, что I_0 и I – интенсивности излучения на входе в раствор и выходе из него, а L – длина пути излучения в исследуемом растворе, то закону соответствует соотношение

$$I = I_0 \cdot 10^{-\epsilon c L}, \quad (5.1)$$

где ε - молярный коэффициент поглощения, c - концентрация вещества в растворе. При фотометрических измерениях определяют *оптическую плотность раствора*:

$$D = \lg(I_0/I), \quad (5.2)$$

тогда

$$D = \varepsilon Lc. \quad (5.3)$$

Поскольку ε является функцией длины волны излучения, то составляют таблицы значений молярного коэффициента поглощения вещества для заданной величины λ . Значение L является характеристикой конструкции фотометра. Измерив оптическую плотность раствора, находят искомую концентрацию вещества по формуле $c = D/\varepsilon L$, $[c]$ = моль/л. Для растворов биологических жидкостей интервал измеряемых концентраций составляет $10^{-8} - 10^{-3}$ моль/л. Для относительной оценки содержания вещества в растворе используют также такие характеристики, как *прозрачность (пропускание) раствора*

$$T = (I/I_0) 100\%, \quad (5.4)$$

поглощение излучения в растворе

$$A = ((I - I_0)/I_0) 100\%. \quad (5.5)$$

§ 5.3. Оксигеметрия

Оксигеметрия (лат. oxygenium - кислород, греч. haima - кровь) - метод определения степени насыщения крови человека кислородом для оценки эффективности функции внешнего дыхания. Основан на различиях спектров поглощения у оксигемоглобина и восстановленного гемоглобина. Восстановленный гемоглобин в растворах поглощает проходящий красный цвет ($\lambda_{кр} = 620 - 680$ нм) во много раз сильнее, чем раствор оксигемоглобина. В одинаковой степени поглощается этими формами гемоглобина инфракрасное излучение ($\lambda_{ик} = 810$ нм). Наиболее распространен *метод непрерывной бескровной оксигеметрии*. Фотодатчик оксигеметра одевают на ушную раковину (чаще - мочку уха) пациента. В датчике имеются два фотоприемника: один -

селеновый, чувствительный к красному свету, другой – сернисто-серебряный, чувствительный к инфракрасному излучению. Первый служит для определения оксигенации крови, второй – для компенсации искажений, связанных с пульсовыми изменениями кровенаполнения сосудов. Миниатюрная лампочка, расположенная с другой стороны, просвечивает и нагревает ткани ушной раковины до температуры 40 °С, при этом происходит расширение сосудов и увеличение объемного кровотока через капилляры. Пользуясь аналитическими соотношениями закона Бугера – Ламберта – Бера для концентраций восстановленного и суммарного гемоглобина, можно записать следующие соотношения:

$$C_B = \frac{\Phi D_K}{\varepsilon_K l(t)}, C = C_O + C_B = \frac{D_{ИК}}{\varepsilon_{ИК} l(t)}, \quad (5.6)$$

где $l(t)$ – изменяющаяся толщина биотканей между лампочкой и фотоприемниками. Тогда концентрация оксигемоглобина может быть представлена величиной

$$C_O \sim (C_O + C_B) / C_B = (D_{ИК} \varepsilon_K) / (D_K \varepsilon_{ИК}). \quad (5.7)$$

Получаемое значение оксигенации для этого метода является относительной величиной. Для получения абсолютных значений оксигемоглобина требуется тарировка на основе проб крови. Определение оксигемоглобина по пробе крови (0,4 мл) выполняют *кюветные оксигеометры* (*кюветная оксигеометрия*), имеющие оптимальную и неизменную длину оптического излучения в прозрачной кювете и датчик, подобный описанному. Преимущество этой методики – в получении абсолютных значений концентраций оксигемоглобина, недостаток – в кратковременной пригодности взятых проб крови. Метод *активной оксигеометрии* осуществляется введением измерительного катетера с микрофотометрическим датчиком непосредственно в кровеносный сосуд. Измерение построено на различии коэффи-

циентов отражения оксигемоглобина и суммарного гемоглобина в красной и инфракрасной областях оптического излучения. В клинической практике нашел применение метод непрерывной бескровной оксигеметрии для получения кривой оксигенации при задержке дыхания (рис. 5.2). По данной кривой можно провести комплексную оценку дыхательной, воздухообменной и кровеносной систем.

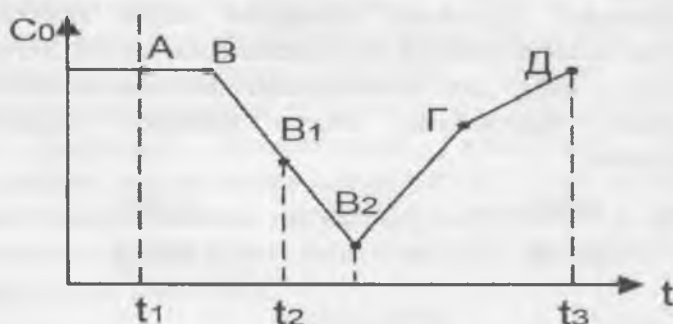


Рис. 5.2. Кривая оксигенации при задержке дыхания.

Интервал времени t_1-t_2 — задержка дыхания пациентом; t_2 — момент начала вдоха; t_3 — момент восстановления исходной оксигенации. Длительность фазы AB (норма 6 – 25 с после глубокого вдоха) зависит от запаса кислорода в легких и интенсивности окислительных процессов в тканях. В течение фазы BB_1 происходит снижение уровня оксигенации. Эта фаза отражает окислительные процессы в тканях. Фаза B_1B_2 (норма 3 – 8 с) характеризует скорость кровотока на расстоянии легкие — точка регистрации и используется для бескровного определения скорости кровотока. $B_2\Gamma$ — фаза быстрого роста оксигенации — отражает функциональные возможности организма (норма 3 – 4 с для мужчин и 5 – 6 с для женщин). $\Gamma Д$ — интервал медленного роста оксигенации — характеризует адаптационную реакцию организма. Фотометрические измерения, подобные рассмотренным для

бескровной оксигеметрии, нашли применение в *оптической плетизмографии* – методе исследования кровенаполнения мягких тканей по изменению их оптической плотности. Он основан на свойстве обеих форм гемоглобина одинаковым образом поглощать излучение инфра-красного диапазона с длиной волны около 810 нм. Тогда изменения исследуемого объема вследствие кровенаполнения таковы:

$$V(t) \sim I(t) = \frac{D_{ик}}{\epsilon_{ик} C} \quad (5.8)$$

где C – суммарная концентрация гемоглобина. Метод оптической плетизмографии дополняет методы механической (объемной), импедансной и емкостной плетизмографий.

§ 5.4. Поляриметрия

Это метод определения концентрации вещества по углу поворота плоскости поляризации монохроматического плоскополяризованного излучения оптического диапазона при прохождении его через оптически активные среды (рис. 5.3). Концентрацию оптически активных веществ можно найти, регистрируя вращение плоскости поляризации. На практике обычно используют простое соотношение

$$\alpha = \alpha_0 C L \quad (5.9)$$

где α_0 – удельное вращение плоскости поляризации веществом при заданной длине волны излучения λ , L – оптический путь излучения в растворе вещества, C – искомая концентрация вещества в растворе.

Наибольшее применение в медицинских лабораторных исследованиях поляриметрия нашла для определения концентрации сахара (*сахариметрия*) в крови и других растворах биожидкостей. Частотная дисперсия угла поворота

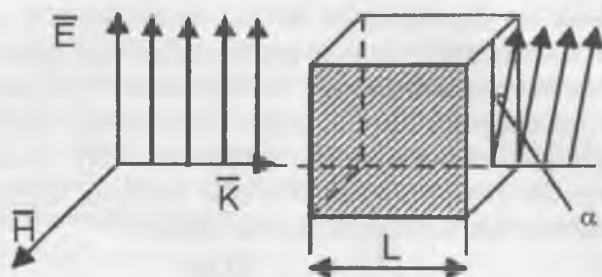


Рис. 5.3. Поворот плоскости поляризации излучения.

плоскости поляризации используется в методе *спектрополяриметрии*. Этот метод по полученной зависимости $\alpha = \alpha(\lambda)$ позволяет определить концентрации нескольких оптически активных веществ в растворе.

§ 5.5. Нефелометрия

Нефелометрия (греч. *nephelē* – облако) – оптические методы определения концентрации, размеров и формы частиц в дисперсных средах. Одной из важных характеристик биосубстратов является размер частиц в растворе, для исследования которого используют информацию о коэффициенте рассеяния.

В общем случае коэффициент рассеяния σ состоит из суммы коэффициентов рассеяния:

$$\sigma = \sigma_m + \sigma_r + \sigma_a \quad (5.10)$$

где σ_m , σ_r , σ_a – молекулярное, резонансное и аэрозольное рассеяния, соответственно. Коэффициент молекулярного рассеяния однозначно связан с числом молекул в объеме вещества в случае, когда размер молекул меньше длины волны проходящего излучения. Резонансное рассеяние проявляется, когда длина волны излучения совпадает с длиной волны электронного перехода атомов вещества, находящегося в среде. Регистрация резонансного рассеяния позволяет определить наличие в среде очень малых примесей,

для которых известны длины волн резонансных переходов. *Аэрозольное рассеяние* происходит на частицах, размер которых приблизительно равен длине волны проходящего излучения или больше нее. Особенностью аэрозольного рассеяния является ярко выраженная зависимость углового распределения рассеянного излучения от соотношения длины волны излучения и размера частицы. Для экспериментального определения среднего эффективного размера рассеивающих частиц достаточно провести измерения коэффициента аэрозольного рассеяния в нескольких участках спектра длин волн или измерения коэффициента рассеяния на одной длине волны под различными углами по отношению к проходящему излучению. На рис. 5.4 показаны индикатрисы рассеяния излучения для различных отношений радиуса частицы r к длине волны λ .

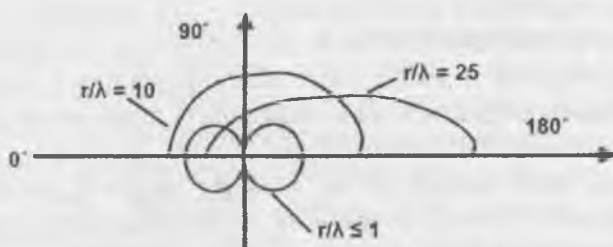


Рис. 5.4. Характерные индикатрисы аэрозольного рассеяния.

В лабораторных и клинических исследованиях методы нефелометрии применяют для определения концентрации белка в растворах, регистрации компонентов в сыворотке крови, оценки качества питьевой воды, определения концентрации пыли в воздухе.

§ 5.6. Другие методы медицинской фотометрии

Люминесцентный анализ – метод исследования биосред, основанный на наблюдении их люминесценции. Используют фото и био химиолюминесценцию. Фотолюминесценция

возникает через $\sim 10^{-8}$ с после первичного облучения биосреды ультрафиолетовым излучением. Спектр люминесценции смещен в область больших длин волн (закон Стокса, рис. 5.5).

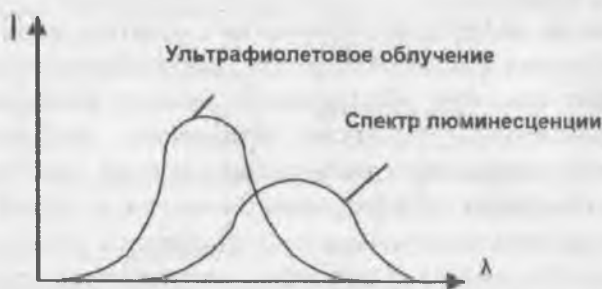


Рис. 5.5. Метод фотолюминесценции.

Метод первичной люминесценции — это предварительное облучение исследуемой области биоструктуры ультрафиолетовым излучением и наблюдение люминесценции в видимом спектре. Таким образом можно определить подкожные кровоизлияния, аномалии пигментации кожи, раннюю стадию гепатита и даже кариес зубов, а также наличие некоторых биоорганизмов. Метод вторичной люминесценции предполагает введение в организм малых концентраций вещества, обладающих свойствами люминесценции. Люминесцентный анализ применяют для исследования качества продуктов питания, их загрязнения, в судебной медицинской экспертизе.

Медицинская спектрофотометрия — это метод определения спектральных характеристик вещества на основе биопроб. В медико-биологических исследованиях применяется анализ атомных и молекулярных спектров поглощения. Для реализации метода используются специальные фотометры.

Диафаногрaфия — это метод визуализации внутреннего строения мягких биотканей в видимом и инфракрасном диапазонах оптического излучения путем их просвечивания.

Основан на различной оптической прозрачности биотканей. Преимущества метода — простота технической реализации (источник света — осветительная электролампа накаливания) и безвредность. Недостаток — большая неточность (частота ложных заключений в три раза больше, чем при рентгеновских и ультразвуковых исследованиях). Метод преимущественно используется для визуализации патологий у новорожденных.

Физиологическая оптика — это совокупность методов для изучения процесса восприятия света глазом человека — офтальмометрия, рефрактометрия, адаптометрия, цвето-восприятие.

Медицинская фотография — это метод исследований, основанный на получении на светочувствительных материалах изображения объектов, отдельных органов и биоструктур в целях диагностики и отражения динамики патологических процессов, а также результатов лечения. Различают специальные методики: микрофотографию, полостную фотографию, фотографирование в инфракрасном и ультрафиолетовом диапазонах, полостную голографию.

Метод уравнивания. Очевидно, что метод уравнивания может быть применен только для анализа растворов, подчиняющихся основному закону фотометрии, т. е. для растворов таких веществ, у которых коэффициент поглощения не зависит от концентрации, или, другими словами, зависимость поглощения от концентрации прямолинейная.

Кроме уравнивания по раствору в визуальной колориметрии, уравнивание может быть осуществлено и по *световому потоку*. В этом случае на пути более интенсивного светового потока ставится диафрагма и при помощи ее более сильный световой поток ослабляется до уравнивания с более слабым. В этом случае, как рассматривалось выше, отсчет по шкале диафрагмы является функцией концентрации.

Метод уравнивания — наиболее точный метод колориметрирования, но он требует обязательного подчинения оптических свойств растворов основному закону фотометрии.

Способ равных отклонений. При использовании этого способа кювету с анализируемым раствором устанавливают перед фотоэлементом и измеряют фототок. Затем убирают кювету и при помощи оптического клина или специальной диафрагмы, помещаемых перед фотоэлементом, ослабляют световой поток до тех пор, пока фототок не достигнет ранее измеренного значения. По показаниям шкалы клина или диафрагмы определяют оптическую плотность анализируемого раствора и по *калибровочному графику* находят его концентрацию.

По своей чувствительности способ равных отклонений равноценен способу пропорциональных отклонений, но так как для измерения оптической плотности в способе равных отклонений применяют один и тот же фотоэлемент; к фотоэлементу предъявляются пониженные требования в отношении стабильности. Однако способ этот требует большой стабильности начального светового потока.

Нулевой способ. В этом способе, как и в дифференциальном, световой поток равной интенсивности падает на два фотоэлемента. Фототоки взаимно компенсируются и стрелка гальванометра, включенного в цепь, не отклоняется. При нарушении компенсации, вследствие прохождения света через кювету с анализируемым раствором, нулевое положение стрелки гальванометра восстанавливается введением калиброванного приспособления для ослабления света во втором световом потоке. Этот способ принадлежит к числу наиболее точных. Его точность связана с точностью отсчетов по компенсирующему прибору. Так как фотоэлементы тут выполняют только роль индикаторов оптического равновесия, то единственное требование, предъявляемое к ним, сводится к идентичности характеристик обоих фотоэлементов.

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Фотометрия
2. Концентрационная колориметрия
3. Оксигеометрия
4. Поляриметрия
5. Нефелометрия
6. Медицинская спектрофотометрия
7. Люминесцентный анализ
8. Диафанометрия

ТЕСТОВЫЕ ВОПРОСЫ

1. Оптическая плотность анализируемого раствора $D = 1$.
Вычислить соотношение световых потоков $J : J_0$

- а) $1 : 10$ б) $J = J_0$ в) $10 : 1$

2. Концентрация раствора $C (\text{CrO}_4^{2-}) = 0,2 \text{ мг/мл}$. 10 мл этого раствора перенесли в мерную колбу на 50 мл и довели объем водой до метки. Определить концентрацию нового раствора в мг/мл.

- а) 0,04 б) 0,02 в) 0,01

3. Концентрация стандартного раствора $C_{\text{ст}} = 1 \text{ мг/мл}$, оптическая плотность $D_{\text{ст}} = 1,25$; оптическая плотность $D_x = 0,655$. Пользуясь методом сравнения, вычислить C_x , мг/мл.

- а) 0,524 б) 0,655 в) 0,627

4. Интенсивность светового потока, прошедшего через кювету с раствором (J), уменьшилась в 100 раз по сравнению с падающим световым потоком (J_0).
Вычислить оптическую плотность раствора (D).

- а) 10^{-1} б) 2 в) 10^2

ГЛАВА 6.

УЛЬТРАЗВУКОВЫЕ МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

§ 6.1. Физические свойства ультразвука

§ 6.2. Отражение и рассеивание ультразвуковой волны

§ 6.3. Датчики и ультразвуковая волна

§ 6.4. Приборы медленного сканирования

§ 6.5. Приборы быстрого сканирования

§ 6.6. Приборы для доплерографии

§ 6.7. Артефакты

§ 6.8. Новые направления в ультразвуковой диагностике

§ 6.1. Физические свойства ультразвука

Ультразвуком называют механические колебания и волны, частоты которых более 20 кГц. Верхний предел ультразвуковых частот условно считают равным $10^9 - 10^{10}$ Гц.

По своей физической природе ультразвук представляет собой упругие волны и в этом он не отличается от звука. Частотная граница между звуковыми и ультразвуковыми волнами условна; она определяется субъективными свойствами человеческого слуха и соответствует усреднённой верхней границе слышимого звука. Однако благодаря более высоким частотам и, следовательно, малым длинам волн имеет место ряд особенностей распространения ультразвука. Ультразвук в газах и, в частности, в воздухе распространяется с большим затуханием. Жидкости и твёрдые тела (в особенности монокристаллы) представляют собой, как правило, хорошие проводники ультразвука, затухание в них значительно меньше. Так, например, в воде затухание ультразвука при прочих равных условиях приблизительно в 1000 раз меньше, чем в воздухе. Поэтому области использования ультразвука средней частоты и ультразвука высокой частоты относятся почти исключительно к жидкостям и твёрдым телам, а в воздухе и газах применяют только ультразвук низкой частоты.

Источником ультразвука могут быть как естественные явления, так и искусственные установки — генераторы ультразвука.

Естественными источниками ультразвука являются представители животного мира (кузнечики, саранча, сверчки, летучие мыши, дельфины). Все они воспроизводят и воспринимают ультразвук специальными рецепторными аппаратами. Например, летучие мыши издают ультразвук с частотой 70 — 80 кГц. Издаваемые ими колебания отражаются от окружающих предметов и воспринимаются специальными механорецепторами как своеобразные сигналы о лежащих на пути препятствиях. С помощью своего ультразвукового

локатора летучие мыши очень точно ориентируются в полете. Ультразвук воспринимают не только летучие мыши и некоторые насекомые, но и дельфины, киты, кошки, собаки, грызуны, лягушки. Источником ультразвука может быть и неживая природа: шум ветра, водопады, морской прибой. Ультразвук возникает также при работе ракетных двигателей, некоторых двигателей и станков.

Основной метод излучения ультразвука – преобразование тем или иным способом электрических колебаний в колебания механические.

Для излучения ультразвука средних частот и ультразвука высоких частот используется главным образом явление пьезоэлектричества. Основными пьезоэлектрическими материалами для излучателей ультразвука служат пьезокварц, ниобат лития, дигидрофосфат калия, различные пьезокерамические материалы. Пьезоэлектрические излучатели представляют собой пластинку или стержень из пьезоэлектрического материала с металлическими электродами, к которым прикладывается переменное электрическое напряжение.

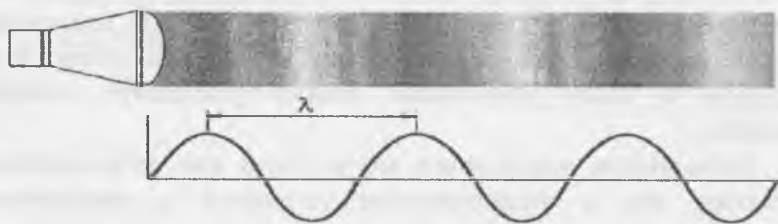


Рис. 6.1. Визуальное и графическое представление изменений давления и плотности в ультразвуковой волне.

Применение ультразвука в медицинской диагностике связано с возможностью получения изображения внутренних органов и структур. Основой метода является взаимодействие ультразвука с тканями тела человека. Собственно получение изображения можно разделить на две части. Первая – излучение коротких ультразвуковых импульсов, направлен-

ное в исследуемые ткани, и второе — формирование изображения на основе отраженных сигналов. Понимание принципа работы ультразвуковой диагностической установки, знание основ физики ультразвука и его взаимодействия с тканями тела человека помогут избежать механического, бездумного использования прибора, и, следовательно, более грамотно подходить к процессу диагностики.

Звук — это механическая продольная волна, в которой колебания частиц находятся в той же плоскости, что и направление распространения энергии.

Волна переносит энергию, но не материю. В отличие от электромагнитных волн (свет, радиоволны и т. д.) для распространения звука необходима среда — он не может распространяться в вакууме. Как и все волны, звук можно описать рядом параметров. Это частота, длина волны, скорость распространения в среде, период, амплитуда и интенсивность. Частота, период, амплитуда и интенсивность определяются источником звука, скорость распространения — средой, а длина волны — и источником звука, и средой. Частота — это число полных колебаний (циклов) за период времени в 1 секунду.

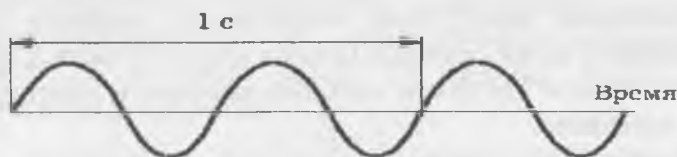


Рис. 6.2. Частота ультразвуковой волны 2 цикла в $1\text{ с} = 2\text{ Гц}$.

Единицами измерения частоты являются герц (Гц) и мегагерц (МГц). Один герц — это одно колебание в секунду. $1\text{ МГц} = 1000000\text{ Гц}$. Что же превращает звук в ультразвук? Это частота. Верхняя граница слышимого звука — $20\,000\text{ Гц}$ (20 кГц) — является нижней границей ультразвукового диапазона. Ультразвуковые локаторы летучих мышей работают в диапазоне $25\div 500\text{ кГц}$.

В современных ультразвуковых приборах для получения изображения используется ультразвук частотой от 2 МГц и выше.

Период – это время, необходимое для получения одного полного цикла колебаний.

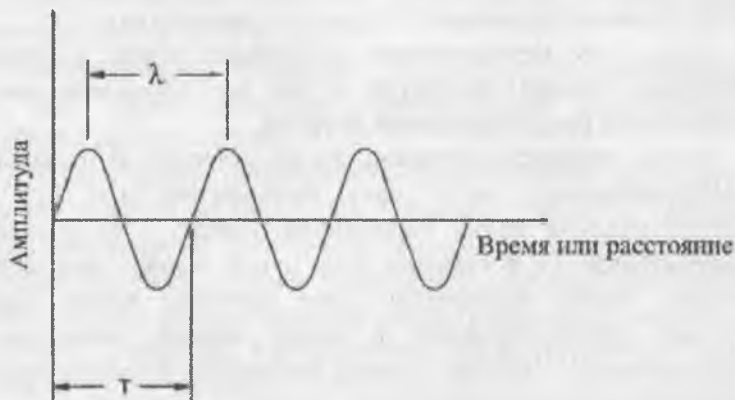


Рис. 6.3. Период ультразвуковой волны.

Единицами измерения периода являются секунда (с) и микросекунда (мкс). Одна микросекунда является одной миллионной долей секунды. Период (мкс) = $1/\text{частота (МГц)}$. Длина волны – это длина, которую занимает в пространстве одно колебание.

Единицы измерения – метр (м) и миллиметр (мм). *Скорость распространения* ультразвука – это скорость, с которой волна перемещается в среде. Единицами скорости распространения ультразвука являются метр в секунду (м/с) и миллиметр в микросекунду (мм/мкс). Скорость распространения ультразвука определяется плотностью и упругостью среды. Скорость распространения ультразвука увеличивается при увеличении упругости и уменьшении плотности среды. В табл. 6.1 представлены скорости распространения ультразвука в некоторых тканях тела человека.

Таблица 6.1.

Скорость распространения ультразвука в мягких тканях.

Ткань	Скорость распространения ультразвука, в мм/мкс
Мозг	1,51
Печень	1,55
Почки	1,56
Мышцы	1,58
Жировая ткань	1,45
Кости	4,08
Кровь	1,57
Мягкие ткани (усреднение)	1,54
Вода (20°C)	1,48
Воздух	0,33

Усредненная скорость распространения ультразвука в тканях тела человека составляет 1540 м/с – на эту скорость запрограммировано большинство ультразвуковых диагностических приборов. Скорость распространения ультразвука (C), частота (f) и длина волны (λ) связаны между собой следующим уравнением:

$$C = f \times \lambda \quad (6.1)$$

Так как в нашем случае скорость считается постоянной (1540 м/с), то оставшиеся две переменные f и λ связаны между собой обратно пропорциональной зависимостью. Чем выше частота, тем меньше длина волны и тем меньше размеры объектов, которые мы можем увидеть.

Еще одним важным параметром среды является акустическое сопротивление (Z). Акустическое сопротивление (Z) – это произведение значения плотности среды (ρ) и скорости распространения ультразвука (C):

$$Z = \rho \times C. \quad (6.2)$$

Для получения изображения в ультразвуковой диагностике используется не ультразвук, который излучается датчиком (трансдюсером) непрерывно (постоянной волной), а ультразвук, излучаемый в виде коротких импульсов (импульсный). Он генерируется при приложении к пьезо-элементу коротких электрических импульсов. Для характеристики импульсного ультразвука используются дополнительные параметры.

Частота повторения импульсов – это число импульсов, излучаемых в единицу времени (секунду). Частота повторения импульсов измеряется в герцах (Гц) и килогерцах (кГц).

Продолжительность импульса – это временная протяженность одного импульса (рис. 6.4).

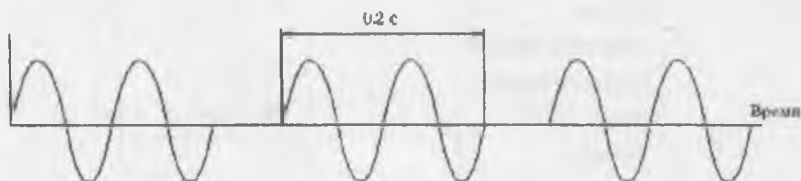


Рис. 6.4. Продолжительность ультразвукового импульса.

Измеряется в секундах (с) и микросекундах (мкс). Фактор занятости – это значение промежутка времени, в течении которого происходит излучение ультразвука. Пространственная протяженность импульса (ППИ) – это линейный участок исследуемого пространства, в котором размещается один ультразвуковой импульс.

Для мягких тканей пространственная протяженность импульса (мм) равна произведению 1,54 (скорость распространения ультразвука в мм/мкс) и числа колебаний (циклов) в импульсе (n), отнесенному к частоте в МГц. Или $ППИ = 1,54 \times n/f$. Уменьшения пространственной протяженности импульса можно достичь (а это очень важно для улучшения осевой разрешающей способности) за счет уменьшения числа колебаний в импульсе или увеличения

частоты. Амплитуда ультразвуковой волны – это максимальное отклонение наблюдаемой физической переменной от среднего значения (рис. 6.5).

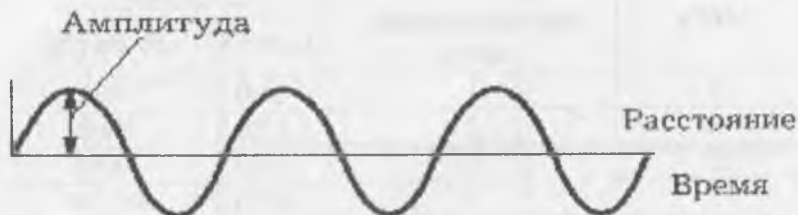


Рис. 6.5. Амплитуда ультразвуковой волны.

Интенсивность ультразвука – это отношение мощности волны к площади, по которой распределяется ультразвуковой поток. Измеряется в ваттах на квадратный сантиметр (Вт/кв.см). При равной мощности излучения – чем меньше площадь потока, тем выше интенсивность. Интенсивность также пропорциональна квадрату амплитуды. Так, если амплитуда удваивается, то интенсивность увеличивается в четыре раза. Интенсивность неоднородна как по площади потока, так и, в случае импульсного ультразвука, во времени.

При прохождении через любую среду будет наблюдаться уменьшение амплитуды и интенсивности ультразвукового сигнала, которое называется *затуханием*. Затухание ультразвукового сигнала вызывается поглощением, отражением и рассеиванием. Единицей затухания является децибел (дБ). Коэффициент затухания – это ослабление ультразвукового сигнала на единицу длины пути этого сигнала (дБ/см). Коэффициент затухания возрастает с увеличением частоты. Усредненные коэффициенты затухания в мягких тканях и уменьшение интенсивности эхосигнала в зависимости от частоты представлены в табл. 6.2.

Таблица 6.2.

Частота, МГц	Усреднённый коэффициент затухания для мягких тканей, дБ/см	Уменьшение интенсивности по глубине	
		1 см (%)	10 см (%)
1	1	21,0	90,0
2	2	37,0	99,0
3	3	50,0	99,9
5	5	60,0	99.999
7	7	80,0	-100,0
10	10	90,0	-100,0

§ 6.2. Отражение и рассеивание ультразвуковой волны

При прохождении ультразвука через ткани на границе сред с различным акустическим сопротивлением и скоростью проведения ультразвука возникают явления отражения, преломления, рассеивания и поглощения. В зависимости от угла говорят о перпендикулярном и наклонном (под углом) падении ультразвукового луча. При перпендикулярном падении ультразвукового луча (рис. 6.6) он может быть полностью отражен или частично отражен, частично проведен через границу двух сред; при этом направление ультразвука, перешедшего из одной среды в другую среду, не изменяется.

Интенсивность отраженного ультразвука и ультразвука, прошедшего границу сред, зависит от исходной интенсивности и разности акустических сопротивлений сред. Отношение интенсивности отраженной волны к интенсивности падающей волны называется *коэффициентом отражения*.

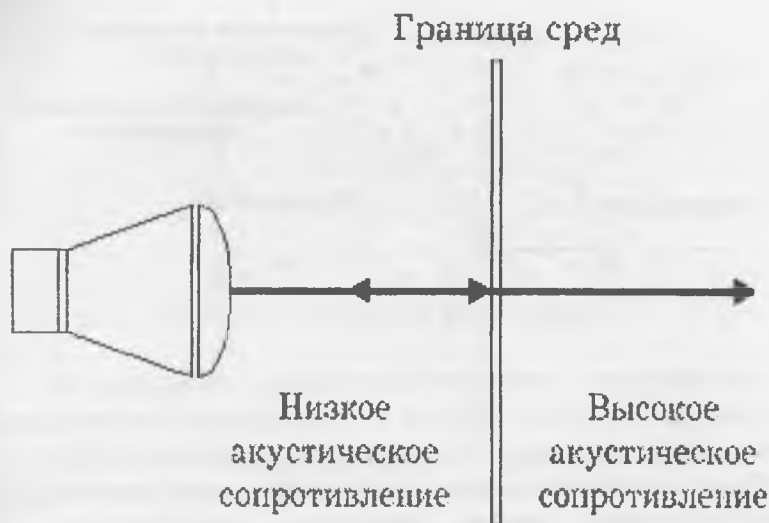


Рис. 6.6. Перпендикулярное падение ультразвукового луча.

Отношение интенсивности ультразвуковой волны, прошедшей через границу сред, к интенсивности падающей волны называется *коэффициентом проведения ультразвука*. Таким образом, если ткани имеют различные плотности, но одинаковое акустическое сопротивление – отражения ультразвука не будет. С другой стороны, при большой разнице акустических сопротивлений интенсивность отражения стремится к 100 %.

Примером этого служит граница сред воздух – мягкие ткани, где происходит практически полное отражение ультразвука. Чтобы улучшить проведение ультразвука в ткани тела человека, используют соединительные среды (гель). При наклонном падении ультразвукового луча определяют угол падения, угол отражения и угол преломления. Угол падения равен углу отражения (рис. 6.7).



Рис. 6.7. Отражение, преломление.

Преломление – это изменение направления распространения ультразвукового луча при пересечении им границы сред с различными скоростями проведения ультразвука. Синус угла преломления равен произведению синуса угла падения на величину, полученную от деления скорости распространения ультразвука во второй среде на скорость в первой. Синус угла преломления, а, следовательно, и сам угол преломления тем больше, чем больше разность скоростей распространения ультразвука в двух средах. Преломление не наблюдается, если скорости распространения ультразвука в двух средах равны или угол падения равен 0. Говоря об отражении, следует иметь в виду, что в том случае, когда длина волны много больше размеров неровностей отражающей поверхности, имеет место зеркальное отражение (описанное выше). В случае если длина волны сопоставима с неровностями отражающей поверхности или имеется неоднородность самой среды, происходит рассеивание ультразвука.

При обратном рассеивании ультразвук отражается в том направлении, откуда пришел исходный луч (рис. 6.8).

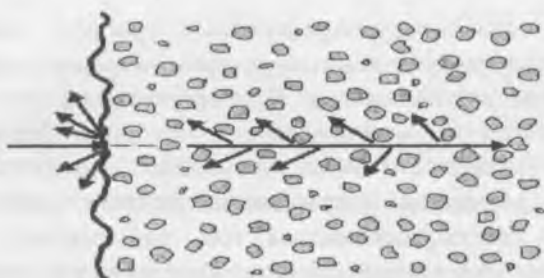


Рис. 6.8. Обратное рассеивание.

Интенсивность рассеянных сигналов увеличивается с увеличением неоднородности среды и увеличением частоты (т. е. уменьшением длины волны) ультразвука. Рассеивание относительно мало зависит от направления падающего луча и, следовательно, позволяет лучше визуализировать отражающие поверхности, не говоря уже о паренхиме органов. Чтобы отраженный сигнал был правильно расположен на экране, необходимо знать не только направление излученного сигнала, но и расстояние до отражателя. Это расстояние равно $1/2$ произведения скорости ультразвука в среде на время между излучением и приемом отраженного сигнала. Произведение скорости на время делится пополам, так как ультразвук проходит двойной путь (от излучателя до отражателя и назад), а нас интересует только расстояние от излучателя до отражателя.

§ 6.3. Датчики и ультразвуковая волна

Для получения ультразвука используются специальные преобразователи — трансдюсеры, которые превращают электрическую энергию в энергию ультразвука. Получение ультразвука базируется на обратном пьезоэлектрическом эффекте. Суть эффекта состоит в том, что если к определенным материалам (пьезоэлектрикам) приложить электрическое напряжение, то произойдет изменение их формы.

С этой целью в ультразвуковых приборах чаще всего применяются искусственные пьезоэлектрики, такие, как цирконат или титанат свинца. При отсутствии электрического тока пьезоэлемент возвращается к исходной форме, а при изменении полярности вновь произойдет изменение формы, но уже в обратном направлении. Если к пьезоэлементу приложить быстропеременный ток, то элемент начнет с высокой частотой сжиматься и расширяться (т. е. колебаться), генерируя ультразвуковое поле. Рабочая частота трансдьюсера (резонансная частота) определяется отношением скорости распространения ультразвука в пьезоэлементе к удвоенной толщине этого пьезоэлемента. Детектирование отраженных сигналов базируется на прямом пьезоэлектрическом эффекте.

Возвращающиеся сигналы вызывают колебания пьезоэлемента и появление на его гранях переменного электрического тока. В этом случае пьезоэлемент функционирует как ультразвуковой датчик. Обычно в ультразвуковых приборах для излучения и приема ультразвука используются одни и те же элементы. Поэтому термины «преобразователь», «трансдьюсер», «датчик» являются синонимами. Ультразвуковые датчики представляют собой сложные устройства и, в зависимости от способа развертки изображения, делятся на датчики для приборов медленного сканирования (одноэлементные) и быстрого сканирования (сканирования в реальном времени) — механические и электронные. Механические датчики могут быть одно- и многоэлементные (анулярные). Развертка ультразвукового луча может достигаться за счет качания элемента, вращения элемента или качания акустического зеркала.

Изображение на экране в этом случае имеет форму сектора (секторные датчики) или окружности (круговые датчики). Электронные датчики являются многоэлементными и в зависимости от формы получаемого изображения могут быть секторными, линейными, конвексными (выпуклыми) (рис. 6.9).



Рис. 6.9. Электронные многоэлементные датчики.

Развертка изображения в секторном датчике достигается за счет качания ультразвукового луча с его одновременной фокусировкой.

В линейных и конвексных датчиках развертка изображения достигается путем возбуждения группы элементов с пошаговым их перемещением вдоль антенной решетки с одновременной фокусировкой.

Ультразвуковые датчики в деталях отличаются устройством друг от друга, однако их принципиальная схема представлена на рис. 6.10.

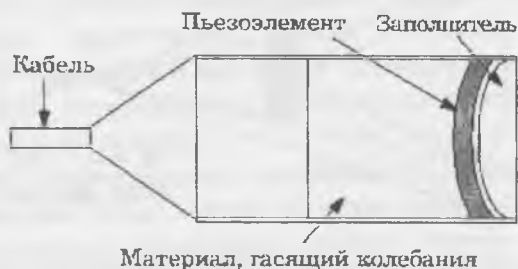


Рис. 6.10. Устройство ультразвукового датчика.

Одноэлементный трансдюсер в форме диска в режиме непрерывного излучения образует ультразвуковое поле, форма которого меняется в зависимости от расстояния.

Иногда могут наблюдаться дополнительные ультразвуковые «потoki», получившие названия боковых лепестков. Расстояние от диска на длину протяженности ближнего поля (зоны) называется ближней зоной. Зона за границей ближней называется дальней. Протяженность ближней зоны равна

отношению квадрата диаметра ультразвукового датчика к 4 длинам волны. В дальней зоне диаметр ультразвукового поля увеличивается. Место наибольшего сужения ультразвукового луча называется зоной фокуса, а расстояние между трансдюсером и зоной фокуса – фокусным расстоянием. Существуют различные способы фокусировки ультразвукового луча. Наиболее простым способом фокусировки является акустическая линза.

С ее помощью можно сфокусировать ультразвуковой луч на определенной глубине, которая зависит от кривизны линзы. Данный способ фокусировки не позволяет оперативно изменять фокусное расстояние, что неудобно в практической работе. Другим способом фокусировки является использование акустического зеркала (рис. 6.11).

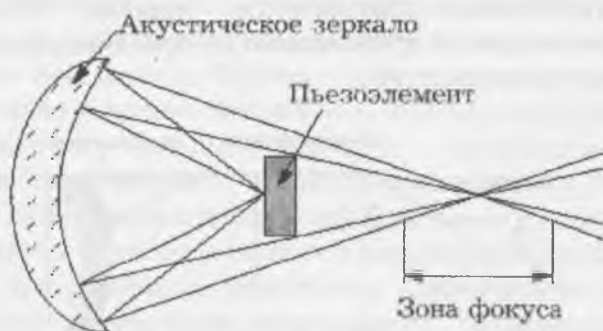


Рис. 6.11. Фокусировка с помощью акустического зеркала.

В этом случае, изменяя расстояние между зеркалом и трансдюсером, мы будем менять фокусное расстояние. В современных приборах с многоэлементными электронными датчиками основой фокусировки является электронная фокусировка. Имея систему электронной фокусировки, мы можем с панели прибора изменять фокусное расстояние, однако, для каждого изображения мы будем иметь только одну зону фокуса. Так как для получения изображения используются очень короткие ультразвуковые импульсы,

излучаемые 1 000 раз в секунду (частота повторения импульсов 1 кГц), то 99,9 % времени прибор работает как приемник отраженных сигналов. Имея такой запас времени, можно запрограммировать прибор таким образом, чтобы при первом получении изображения была выбрана ближняя зона фокуса и информация, полученная с этой зоны, была сохранена.

Далее — выбор следующей зоны фокуса, получение информации, сохранение. И так далее. В результате получается комбинированное изображение, сфокусированное по всей глубине. Следует, отметить, что такой способ фокусировки требует значительных временных затрат на получение одного изображения (кадра), что вызывает уменьшение частоты кадров и мерцание изображения. Почему же столько усилий прилагается для фокусировки ультразвукового луча? Дело в том, что, чем уже луч, тем лучше боковая (латеральная, по азимуту) разрешающая способность. Боковая разрешающая способность — это минимальное расстояние между двумя объектами, расположенными перпендикулярно направлению распространения энергии, которые представляются на экране монитора в виде отдельных структур.

Боковая разрешающая способность равна диаметру ультразвукового луча. *Осевая разрешающая способность* — это минимальное расстояние между двумя объектами, расположенными вдоль направления распространения энергии, которые представляются на экране монитора в виде отдельных структур.

Осевая разрешающая способность зависит от пространственной протяженности ультразвукового импульса — чем короче импульс, тем лучше разрешение. Для укорочения импульса используется как механическое, так и электронное гашение ультразвуковых колебаний. Как правило, осевая разрешающая способность лучше боковой.

§ 6.4. Приборы медленного сканирования

В настоящее время приборы медленного (ручного, сложного) сканирования представляют лишь исторический интерес. Их применение утратило свою значимость с появлением приборов быстрого сканирования (приборов, работающих в реальном времени). Однако их основные компоненты сохраняются и в современных приборах (естественно, с использованием современной элементной базы, рис. 6.12). Сердцем является главный генератор импульсов (в современных аппаратах – мощный процессор), который управляет всеми системами ультразвукового прибора.

Генератор импульсов посылает электрические импульсы на трансдьюсер, который генерирует ультразвуковой импульс и направляет его в ткани, принимает отраженные сигналы, преобразовывая их в электрические колебания. Эти электрические колебания далее направляются на радиочастотный усилитель, к которому обычно подключается временно-амплитудный регулятор усиления (ВАРУ) – регулятор компенсации тканевого поглощения по глубине. Ввиду того, что затухание ультразвукового сигнала в тканях происходит по экспоненциальному закону, яркость объектов на экране с увеличением глубины прогрессивно падает.

Использование линейного усилителя, т. е. усилителя, пропорционально усиливающего все сигналы, привело бы к переусилению сигналов в непосредственной близости от датчика при попытке улучшения визуализации глубоко расположенных объектов. Использование логарифмических усилителей позволяет решить эту проблему. Ультразвуковой сигнал усиливается пропорционально времени задержки его возвращения – чем позже вернулся, тем сильнее усиление. Таким образом, применение ВАРУ позволяет получить на экране изображение одинаковой яркости по глубине. Усиленный таким образом радиочастотный электрический сигнал подается затем на демодулятор, где он выпрямляется и

фильтруется и еще раз усиленный на видеоусилителе подается на экран монитора.

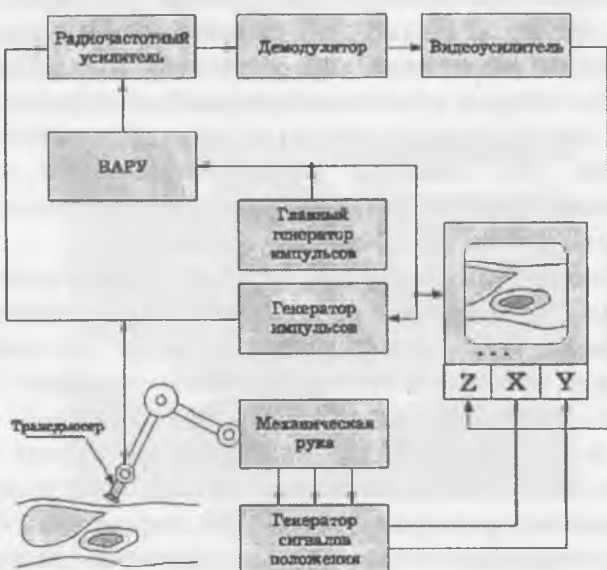


Рис. 6.12. Структурная схема ультразвукового медицинского прибора.

Для сохранения изображения на экране монитора необходима видеопамять. Она может быть разделена на аналоговую и цифровую. Первые мониторы позволяли представлять информацию в аналоговой бистабильной форме. Устройство, называемое дискриминатором, позволяло изменять *порог дискриминации* – сигналы, интенсивность которых была ниже порога дискриминации, не проходили через него и соответствующие участки экрана оставались темными. Сигналы, интенсивность которых превышала порог дискриминации, представлялись на экране в виде белых точек. При этом яркость точек не зависела от абсолютного значения интенсивности отраженного сигнала – все белые точки имели одинаковую яркость. При таком способе представления

изображения — он получил название «бистабильный» — хорошо были видны границы органов и структуры с высокой отражающей способностью (например, почечный синус), однако, оценить структуру паренхи-матозных органов не представлялось возможным. Появление в 70-х годах приборов, которые позволяли передавать на экране монитора оттенки серого цвета, знаменовало начало эры серошкальных приборов. Эти приборы давали возможность получать информацию, которая была недостижима при использовании приборов с бистабильным изображением.

Развитие компьютерной техники и микроэлектроники позволило вскоре перейти от аналоговых изображений к цифровым. Цифровые изображения в ультразвуковых установках формируются на больших матрицах (обычно 512×512 пикселей) с числом градаций серого 16–32–64–128–256 (4–5–6–7–8 бит). При визуализации на глубину 20 см на матрице 512×512 пикселей один пиксел будет соответствовать линейным размерам в 0,4 мм. На современных приборах имеется тенденция к увеличению размеров дисплеев без потери качества изображения и на приборах среднего класса 12-дюймовый (30 см по диагонали) экран становится обычным явлением.

Электронно-лучевая трубка ультразвукового прибора (дисплей, монитор) использует остро сфокусированный пучок электронов для получения яркого пятна на экране, покрытом специальным фосфором. С помощью отклоняющих пластин это пятно можно перемещать по экрану.

При *A-mune* развертки (Amplitude) по одной оси откладывается расстояние от датчика, по другой — интенсивность отраженного сигнала. В современных приборах *A*-тип развертки практически не используется.

B-min развертки (Brightness — яркость) позволяет вдоль линии сканирования получить информацию об интенсивности отраженных сигналов в виде различия яркости отдельных точек, составляющих эту линию.

М-тип (иногда ТМ) развертки (Motion – движение) позволяет регистрировать движение (перемещение) отражающих структур во времени. При этом по вертикали регистрируются перемещения отражающих структур в виде точек различной яркости, а по горизонтали – смещение положения этих точек во времени.

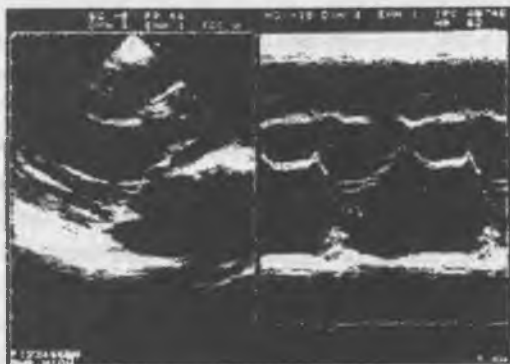


Рис. 6.13. Пример экрана: слева развёртка В, справа – М и кардиограмма.

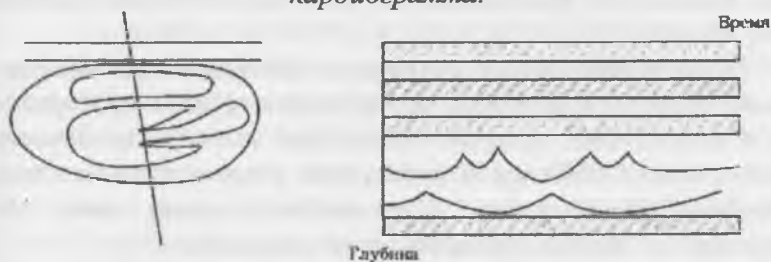


Рис. 6.14. М-тип развертки.

Для получения двумерного томографического изображения необходимо тем или иным образом произвести перемещение линии сканирования вдоль плоскости сканирования. В приборах медленного сканирования это достигалось перемещением датчика вдоль поверхности тела пациента вручную.

§ 6.5. Приборы быстрого сканирования

Приборы быстрого сканирования, или, как их чаще называют, приборы, работающие в реальном времени, в настоящее время полностью заменили приборы медленного, или ручного, сканирования. Это связано с целым рядом преимуществ, которыми обладают эти приборы: возможность оценивать движение органов и структур в реальном времени (т.е. практически в тот же момент времени); резкое уменьшение затрат времени на исследование; возможность проводить исследования через небольшие акустические окна.

Если приборы медленного сканирования можно сравнить с фотоаппаратом (получение неподвижных изображений), то приборы, работающие в реальном времени – с кино, где неподвижные изображения (кадры) с большой частотой сменяют друг друга, создавая впечатление движения.

В приборах быстрого сканирования используются, как уже говорилось выше, механические и электронные секторные датчики, электронные линейные датчики, электронные конвексные (выпуклые) датчики, механические радиальные датчики.

В настоящее время наилучшим датчиком для исследования органов брюшной полости, забрюшинного пространства и малого таза является конвексный датчик. Он обладает относительно небольшой контактной поверхностью и очень большим полем зрения в средней и дальней зонах, что упрощает и ускоряет проведение исследования.

При сканировании ультразвуковым лучом результат каждого полного прохода луча называется *кадром*. Кадр формируется из большого количества вертикальных линий.

Каждая линия – это как минимум один ультразвуковой импульс. Частота повторения импульсов для получения серошкального изображения в современных приборах составляет 1 кГц (1000 импульсов в секунду).

Существует взаимосвязь между частотой повторения импульсов (ЧПИ), числом линий, формирующих кадр, и

количеством кадров в единицу времени: $\text{ЧПИ} = \text{число линий} \times \text{частота кадров}$.

На экране монитора качество получаемого изображения будет определяться, в частности, плотностью линий. Для линейного датчика плотность линий (линий/см) является отношением числа линий, формирующих кадр, к ширине части монитора, на котором формируется изображение.

Для датчика секторного типа плотность линий (линий/градус) — отношение числа линий, формирующих кадр, к углу сектора.

Чем выше частота кадров, установленная в приборе, тем (при заданной частоте повторения импульсов) меньше число линий, формирующих кадр, меньше плотность линий на экране монитора, ниже качество получаемого изображения. Зато при высокой частоте кадров мы имеем хорошее временное разрешение, что очень важно при эхокардиографических исследованиях.

§ 6.6. Приборы для доплерографии

Ультразвуковой метод исследования позволяет получать не только информацию о структурном состоянии органов и тканей, но и характеризовать потоки в сосудах. В основе этой способности лежит эффект Доплера — изменение частоты принимаемого звука при движении относительно среды источника или приемника звука или тела, рассеивающего звук. Он наблюдается из-за того, что скорость распространения ультразвука в любой однородной среде является постоянной. Следовательно, если источник звука движется с постоянной скоростью, звуковые волны, излучаемые в направлении движения как бы сжимаются, увеличивая частоту звука. Волны, излучаемые в обратном направлении, как бы растягиваются, вызывая снижение частоты звука.

Путем сопоставления исходной частоты ультразвука с измененной возможно определить доплеровский сдвиг и рассчитать скорость. Не имеет значения, излучается ли звук

движущимся объектом или этот объект отражает звуковые волны. Во втором случае источник ультразвука может быть неподвижным (ультразвуковой датчик), а в качестве отражателя ультразвуковых волн могут выступать движущиеся эритроциты. Допплеровский сдвиг может быть как положительным (если отражатель движется к источнику звука), так и отрицательным (если отражатель движется от источника звука). В том случае, если направление падения ультразвукового луча не параллельно направлению движения отражателя, необходимо скорректировать доплеровский сдвиг на косинус угла θ между падающим лучом и направлением движения отражателя (рис. 6.15).

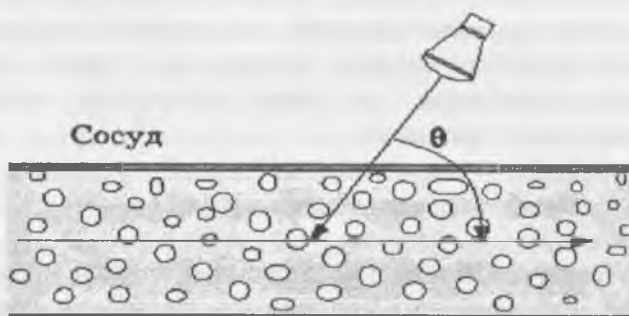


Рис. 6.15. Угол между падающим лучом и направлением тока крови.

Для получения доплеровской информации применяются два типа устройств — постоянно волновые и импульсные. В постоянно волновом доплеровском приборе датчик состоит из двух трансдюсеров: один из них постоянно излучает ультразвук, другой постоянно принимает отраженные сигналы. Приемник определяет доплеровский сдвиг, который обычно составляет $1/1000$ частоты источника ультразвука (слышимый диапазон) и передает сигнал на громкоговорители и, параллельно, на монитор для качественной и количественной оценки кривой. Постоянно волновые

приборы детектируют кровоток почти по всему ходу ультразвукового луча или, другими словами, имеют большой контрольный объем. Это может вызвать получение неадекватной информации при попадании в контрольный объем нескольких сосудов. Однако большой контрольный объем бывает полезен при расчете падения давления при стенозе клапанов сердца.

Чтобы оценить кровоток в какой-либо конкретной области, необходимо разместить контрольный объем в исследуемой области (например, внутри определенного сосуда) под визуальным контролем на экране монитора. Это может быть достигнуто при использовании импульсного прибора. Существует верхний предел доплеровского сдвига, который может быть детектирован импульсными приборами (иногда его называют пределом Найквиста). Он составляет примерно $1/2$ частоты повторения импульсов. При его превышении происходит искажение доплеровского спектра (aliasing). Чем выше частота повторения импульсов, тем больший доплеровский сдвиг может быть определен без искажений, однако тем ниже чувствительность прибора к низкоскоростным потокам.

Ввиду того, что ультразвуковые импульсы, направляемые в ткани, содержат большое количество частот, помимо основной, а также из-за того, что скорости отдельных участков потока неодинаковы, отраженный импульс состоит из большого количества различных частот.

С помощью быстрого преобразования Фурье частотный состав импульса может быть представлен в виде спектра, который может быть изображен на экране монитора в виде кривой, где по горизонтали откладываются частоты доплеровского сдвига, а по вертикали — амплитуда каждой составляющей. По доплеровскому спектру возможно определять большое количество скоростных параметров кровотока (максимальная скорость, скорость в конце диастолы, средняя скорость и т.д.), однако эти показатели являются зависимыми от угла расположения датчика и их точность крайне зависит

от точности коррекции угла. И если в крупных не извитых сосудах коррекция угла не вызывает проблем, то в мелких извитых сосудах (сосуды опухоли) определить направление потока достаточно сложно. Для решения этой проблемы был предложен ряд почти уголнезависимых индексов, наиболее распространенными из которых являются индекс резистентности и пульсаторный индекс. Индекс резистентности является отношением разности максимальной и минимальной скоростей к максимальной скорости потока. Пульсаторный индекс является отношением разности максимальной и минимальной скоростей к средней скорости потока (рис. 6.16).



Рис. 6.16. Расчет индекса резистентности и пульсаторного индекса.

Получение доплеровского спектра с одного контрольного объема позволяет оценивать кровоток в очень небольшом участке. Цветовая визуализация потоков (цветовое доплеровское картирование) позволяет получать двумерную информацию о кровотоках в реальном времени в дополнение к обычной серошкальной двумерной визуализации. Цветовая доплеровская визуализация расширяет возможности импульсного принципа получения изображения. Сигналы, отраженные от неподвижных структур, распознаются и представляются в серошкальном виде. Если отраженный сигнал имеет

частоту, отличную от излученного, то это означает, что он отразился от движущегося объекта. В этом случае производится определение доплеровского сдвига, его знак и величина средней скорости. Эти параметры используются для определения цвета, его насыщенности и яркости. Обычно направление потока к датчику кодируется красным, а от датчика – синим цветом. Яркость цвета определяется скоростью потока.

В последние годы появился вариант цветового доплеровского картирования, получивший название «энергетического доплера» (Power Doppler). При энергетическом доплере определяется не значение доплеровского сдвига в отраженном сигнале, а его энергия. Такой подход позволяет повысить чувствительность метода к низким скоростям, сделать его почти угол независимым, правда, ценой потери возможности определения абсолютного значения скорости и направления потока.

§ 6.7. Артефакты

Артефакт в ультразвуковой диагностике – это появление на изображении несуществующих структур, отсутствие существующих структур, неправильное расположение структур, неправильная яркость структур, неправильные очертания структур, неправильные размеры структур. Реверберация – один из наиболее часто встречающихся артефактов, наблюдается в том случае, если ультразвуковой импульс попадает между двумя или более отражающими поверхностями. При этом часть энергии ультразвукового импульса многократно отражается от этих поверхностей, каждый раз частично возвращаясь к датчику через равные промежутки времени (рис 6.17).

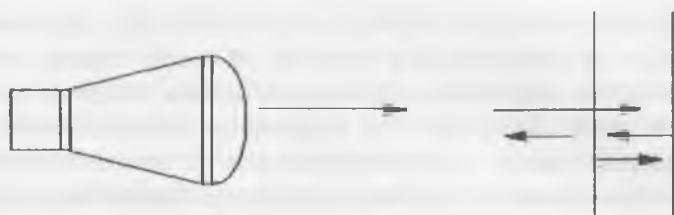


Рис. 6.17. Реверберация.

Результатом этого будет появление на экране монитора несуществующих отражающих поверхностей, которые будут располагаться за вторым отражателем на расстоянии равном расстоянию между первым и вторым отражателями. Уменьшить реверберации иногда удастся изменением положения датчика. Вариантом реверберации является артефакт, получивший название «хвост кометы». Он наблюдается в том случае, когда ультразвук вызывает собственные колебания объекта. Этот артефакт часто наблюдается позади мелких пузырьков газа или мелких металлических предметов. Ввиду того, что далеко не всегда весь отраженный сигнал возвращается к датчику, возникает артефакт эффективной отражательной поверхности, которая меньше реальной отражательной поверхности (рис. 6.18).

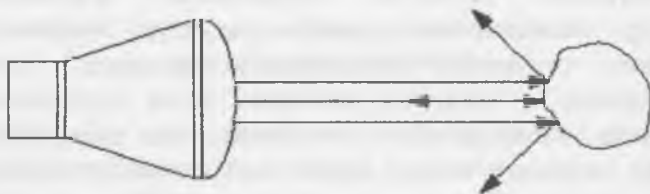


Рис. 6.18. Эффективная отражательная поверхность.

Из-за этого артефакта определяемые с помощью ультразвука размеры конкрементов обычно немного меньше, чем истинные. Преломление может вызывать неправильное положение объекта на полученном изображении (рис. 6.19).

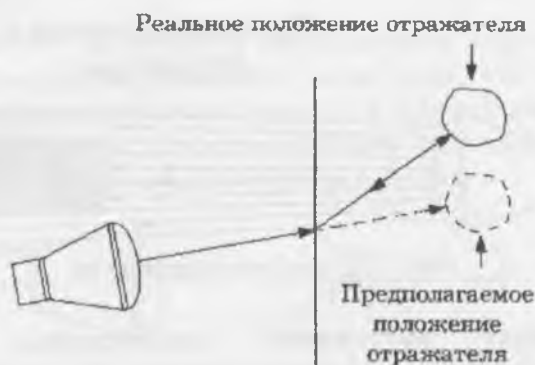


Рис. 6.19. Эффективная отражательная поверхность.

В том случае, если путь ультразвука от датчика к отражающей структуре и назад не является одним и тем же, возникает неправильное положение объекта на полученном изображении. Зеркальные артефакты — это появление объекта, находящегося по одну сторону сильного отражателя с его другой стороны. Зеркальные артефакты часто возникают около диафрагмы (рис. 6.20).

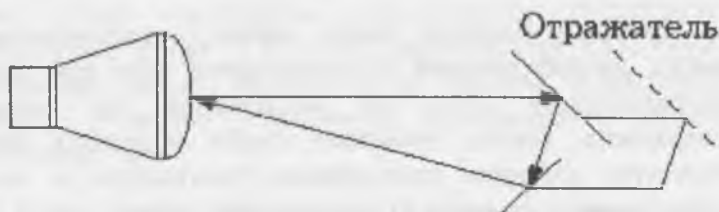


Рис 6.20. Зеркальный артефакт.

Артефакт акустической тени возникает за сильно отражающими или сильно поглощающими ультразвук структурами. Механизм образования акустической тени аналогичен формированию оптической (рис. 6.21).

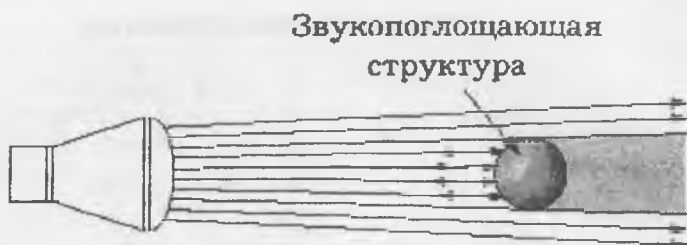


Рис. 6.21. Акустическая тень.

Артефакт дистального псевдоусиления сигнала возникает позади слабо поглощающих ультразвук структур (жидкостные, жидкостьсодержащие образования) (рис. 6.22.).

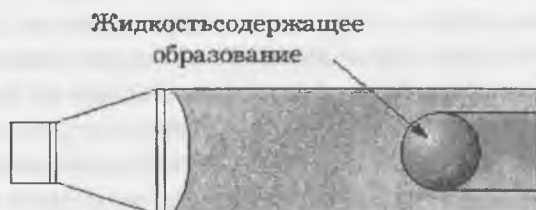


Рис. 6.22. Дистальное псевдоусиление эха.

Артефакт боковых теней связан с преломлением и, иногда, интерференцией ультразвуковых волн при падении ультразвукового луча по касательной на выпуклую поверхность (киста, шейечный отдел желчного пузыря) структуры, скорость прохождения ультразвука в которой существенно отличается от окружающих тканей (рис. 6.23).



Рис. 6.23. Боковые тени.

Артефакты, связанные с неправильным определением скорости ультразвука, возникают из-за того, что реальная скорость распространения ультразвука в той или иной ткани больше или меньше усредненной (1,54 м/с) скорости, на которую запрограммирован прибор (рис. 6.24).

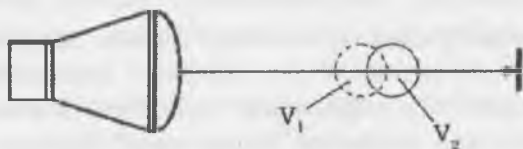


Рис. 6.24. Искажения из-за различия в скорости проведения ультразвука (V_1 и V_2) различными средами.

Артефакты толщины ультразвукового луча — это появление, главным образом в жидкостьсодержащих органах, пристеночных отражений, обусловленных тем, что ультразвуковой луч имеет конкретную толщину и часть этого луча может одновременно формировать изображение органа и изображение рядом расположенных структур (рис. 6.25).

Контроль качества ультразвукового оборудования включает в себя определение относительной чувствительности системы, осевой и боковой разрешающей способностей, мертвой зоны, правильности работы измерителя расстояния, точности регистрации, правильности работы ВАРУ, определение



Рис. 6.25. Артефакт толщины ультразвукового луча.

динамического диапазона серой шкалы и т.д. Для контроля качества работы ультразвуковых приборов используются

специальные тест-объекты или тканево-эквивалентные фантомы.

§ 6.8. Новые направления в ультразвуковой диагностике

В последние годы происходит бурное развитие ультразвуковой диагностики, постоянное совершенствование ультразвуковых диагностических приборов. Можно предположить несколько основных направлений будущего развития этого диагностического метода.

Трехмерная эхография в будущем может стать весьма важным направлением ультразвуковой диагностики. В настоящий момент существуют несколько коммерчески доступных ультразвуковых диагностических установок, позволяющих проводить трехмерную реконструкцию изображений, однако, пока клиническое значение этого направление остается неясным.

Внутриполостная эхография с использованием ультратонких датчиков открывает новые возможности для исследования полых органов и структур. Однако в настоящее время широкое применение этой методики ограничивается высокой стоимостью специализированных датчиков, которые к тому же могут применяться для исследования ограниченное число раз ($1 \div 40$).

Компьютерная обработка изображений с целью объективизации получаемой информации является перспективным направлением, которое может в будущем улучшить точность диагностики незначительных структурных изменений в паренхиматозных органах. К сожалению, полученные к настоящему времени результаты существенного клинического значения не имеют.

Тем не менее, то, что еще вчера казалось в ультразвуковой диагностике далеким будущим, стало сегодня обычной рутинной практикой и, вероятно, в ближайшее время мы

станем свидетелями внедрения новых ультра-звуковых диагностических методик в клиническую практику.

Различные доплеровские методики. При постоянно-волновой (CW) доплерографии звуковой луч постоянно испускается с одного пьезоэлектрического кристалла и принимается другим. Преимуществом постоянно-волновой доплерографии является возможность определять и записывать даже очень высокие частотные сдвиги. Недостатком является отсутствие чувствительности к глубине источников эхо.

При импульсной (PW) доплерографии звуковой луч перемененно испускается и принимается лишь одним кристаллом. Время задержки эхо (T_E) меняется в зависимости от расстояния, таким образом можно определить глубину источника эхо. Это необходимо для получения двумерного цветового дуплексного изображения, когда ультразвук в серошкальном В-режиме комбинируется с многочисленными импульсными пробными объемами, чтобы получить двумерное изображение.

Количество импульсов, испускаемых в секунду, называется частотой повторения импульса (ЧПИ). Она может быть увеличена лишь до величины $1/T_E$ и уменьшается при увеличении глубины сканирования, поскольку для возвращения эхо от более глубоко расположенного пробного объема требуется больше времени (T_{sv}). Это обуславливает верхний предел скорости кровотока, которую можно точно определить при импульсной доплерографии. В результате, сосуды с более высокой скоростью кровотока нужно обследовать с более высокими установленными значениями ЧПИ, а медленный венозный кровоток требует более низкой ЧПИ.

Цветовой режим. Кровоток, направленный к датчику, кодируется красным цветом, а идущий от датчика — синим. Скорость кровотока отображается интенсивностью цвета: чем больше скорость, тем цвет ярче. Эта взаимосвязь важна для оценки внутрисстенотического усиления кровотока, а также при плохих акустических условиях. Кровоток в искривленном

сосуде может кодироваться красным цветом в одном сегменте и синим в другом, в зависимости от направления кровотока относительно датчика. Яркость цвета также изменяется в соответствии с изменениями угла между лучом и сосудом. В области соединения красного и синего сегментов под углом 90° образуются цветовые пустоты, которые не следует интерпретировать, как тромб, частично перекрывающий просвет сосуда.

Следует помнить, что настройку цвета на дуплексных аппаратах можно инвертировать нажатием соответствующей кнопки. Актуальная цветовая схема обычно видна на цветовой шкале на краю экрана: цвета в верхней половине шкалы кодируют кровоток к датчику, а в нижней — от датчика.

При использовании линейного датчика, изменения угла доплеровских волн при помощи управления лучом приводят к кодировке одного и того же сегмента сосуда синим или красным, по выбору. Наклоняя цветовую зону, можно корректировать нежелательный угол между лучом и сосудом, в результате легче оценить сегменты с кровотоком, изначально плохо отражаемым цветом. Кроме того, чтобы вывести сосуд под нужным углом, врач может наклонять датчик вручную.

Вывод. Ультразвуковые методы исследования являются доступными, неинвазивными и безопасными методами исследования, которые позволяют изучать не только структуру внутренних органов и тканей, но и проводить динамическое наблюдение за кровотоком и различными подвижными структурами.

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. *Что такое ультразвук?*
2. *Каковы физические свойства ультразвука?*
3. *Какие виды ультразвуковых датчиков различают?*
4. *Что такое доплеровский эффект?*
5. *Как применяется доплеровский эффект при ультразвуковом исследовании?*
6. *Какие артефакты могут возникать при проведении ультразвуковых исследований?*
7. *Каковы новые направления в ультразвуковой диагностике?*

ТЕСТОВЫЕ ВОПРОСЫ

1. **Ультразвук – это продольная звуковая волна с частотой**
 - а) 10 - 100 000 Гц,
 - б) 100 - 200 Гц,
 - в) > 20 000 Гц.
2. **Высокочастотный диагностический ультразвуковой сигнал**
 - а) гасится в воздухе,
 - б) хорошо проводится воздухом,
 - в) проводится только в вакууме.
3. **Какая ультразвуковая методика является наиболее широко применяемой**
 - а) А – режим,
 - б) В – режим,
 - в) режим томографического ультразвука.
4. **В основе доплерографии лежит оценка**
 - а) частотного доплеровского сдвига;
 - б) звукопроводимости ткани;

в) диаметра исследуемого сосуда.

5. «Цветовые» доплеровские модификации позволяют оценить

- а) качественные и количественные характеристики кровотока,
- б) только качественные характеристики кровотока,
- в) только количественные характеристики кровотока.

6. Эффективность ультразвуковых исследований зависит от

- а) качества оборудования,
- б) профессиональных навыков и опыта исследователя,
- в) технологии проведения исследования,
- г) от всего перечисленного.

7. Самым распространённым методом лучевой диагностики является

- а) РДИ,
- б) КТ,
- в) УЗИ.

8. Самым субъективным методом лучевой диагностики является

- а) РДИ,
- б) КТ,
- в) УЗИ.

9. Ультразвук является

- а) механическими колебаниями,
- б) ионизирующим излучением,
- в) электромагнитным полем.

10. Ультразвуковые волны получают

- а) при спонтанном распаде атомов,

- б) при столкновении электронов с мишенью,
- в) за счёт пьезоэффекта.

11. Ультразвуковая волна способна к

- а) дифракции,
- б) интерференции,
- в) отражению.

ГЛАВА 7.

МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ ЦЕНТРАЛЬНОЙ НЕРВНОЙ СИСТЕМЫ

§ 7.1. Строение центральной нервной системы

**§ 7.2. Строение нейрона, потенциал действия,
передача возбуждения**

§ 7.3. Функции нервной клетки

**§ 7.4. Электрофизиологические методы
исследования**

§ 7.1. Строение центральной нервной системы

Головной мозг является главным регулятором всех функций живого организма. Он представляет собой один из элементов центральной нервной системы. Строение и функции головного мозга являются предметом изучения ученых до сих пор.

Головной мозг человека, представляющий полушарную эластичную массу, находится в полости черепа, разделяется на три тесно связанных между собой образования: большой мозг, малый мозг (мозжечок) и мозговой ствол (рис. 7.1).

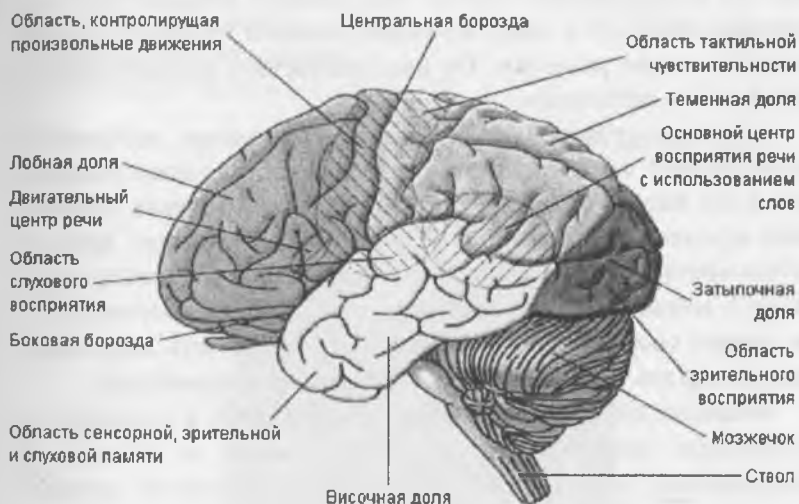


Рис. 7.1. Схематическое строение головного мозга.

Большой мозг состоит из двух полушарий, которые в свою очередь состоят из коры, подкорковых узлов и белого вещества. Человеческий мозг состоит из 25 млрд. нейронов. Именно эти клетки представляют собой серое вещество. Мозг покрыт оболочками: твердой; мягкой; паутинной (по ее каналам циркулирует так называемый ликвор, который является спинномозговой жидкостью). Ликвор является

амортизатором, защищающим головной мозг от ударов. Несмотря на то, что мозг женщин и мужчин одинаково развит, он имеет разную массу. Так, у представителей мужского пола его масса в среднем составляет 1 375 г, а у женщин – 1 245 г. Вес мозга составляет около 2 % от веса человека нормального телосложения. Установлено, что уровень умственного развития человека никак не связан с его весом. Он зависит от количества связей, созданных головным мозгом. Клетки мозга – это нейроны, генерирующие и передающие импульсы и глиии, выполняющие дополнительные функции. Внутри мозга есть полости, называемые желудочками. От него в разные отделы тела отходят парные черепно-мозговые нервы (12 пар). Функции отделов головного мозга бывают самыми разными. От них полностью зависит жизнедеятельность организма.

Согласно учению И.П.Павлова, большие полушария осуществляют высшую нервную деятельность, представляющуюся «в виде работы двух основных механизмов образования временных связей между агентами внешнего мира и деятельностями организма или механизма условных рефлексов и механизма анализаторов, т. е. таких приборов, которые имеют своей целью анализировать сложность внешнего мира, разлагать его на отдельные элементы и моменты».

Физиологическая роль мозжечка сводится в основном к сохранению равновесия тела при стоянии и ходьбе, к поддержанию тонуса мускулатуры и рефлекторной координации движений.

Мозговой ствол представляет совокупность многочисленных проводящих путей, идущих из головного мозга в спинной и обратно.

Спинной мозг находится в позвоночнике, состоит из серого и белого вещества. Серое вещество занимает центральную часть спинного мозга, снаружи оно окружено белым веществом. Спинной мозг отвечает за множество разнообразных функций – двигательную, чувствительную, вазомоторно-секреторно-трофическую (рис. 7.2).

- I. Шейные нервы
- II. Грудные нервы
- II. Поясничные нервы
- IV. Крестцовые нервы
- V. Копчиковые нервы
- 1) Головной мозг;
- 2) промежуточный мозг;
- 3) средний мозг
- 4) мост
- 5) мозжечок
- 6) продолговатый мозг
- 7) спинной мозг
- 8) шейное утолщение
- 9) поперечное утолщение
- 10) «конский хвост»



Рис. 7.2. Строение центральной нервной системы (ЦНС).

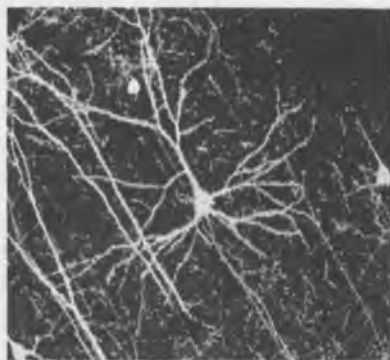


Рис. 7.3. Фотография нейрона, полученная при помощи электронного микроскопа.

Нервная система имеет сложное морфологическое строение. В ее состав входят специализированные клетки нейроны с их отростками, нейроглия и соединительно-тканые элементы. Основной структурно-функциональной единицей

нервной системы является нейрон (нейроцит). На рис. 7.3 представлена фотография нейронов, полученная с помощью электронного микроскопа.

§ 7.2. Строение нейрона, потенциал действия, передача возбуждения

В нейронах выделяют четыре основные области тело нейрона (сому), дендриты, аксон и терминали аксона (рис. 7.4).



Рис. 7.4. Строение нейрона.

Дендриты – отростки нейрона меньшей длины, чем аксон, имеющие большее ветвление, по которым осуществляется приток импульсов к телу нейрона.

Аксон – более длинный отросток до 1 метра длиной и диаметром 0.2–20 $\mu\text{м}$. По аксону импульсы передаются от

тела нейрона к периферии. Движение импульсов осуществляется от спинного мозга к мышцам по двигательным волокнам и от рецепторов к спинному мозгу по чувствительным волокнам. Возможно также движение от мышцы к спинному мозгу по двигательным волокнам и от спинного мозга к рецепторам по чувствительным волокнам.

Терминали аксона — это разветвленные утолщенные окончания дистальной части аксона, формирующие синапс.

Аксон покрыт Шванновскими клетками, которые, вырабатывая миелин, спирально окружают аксон. Миелиновая оболочка является своего рода изолятором для биоэлектрических импульсов, возникающих в нейроне при возбуждении. Она обеспечивает также более быстрое проведение возбуждения по нервным волокнам. По длиннику аксона расположено множество Шванновских клеток, которые покрывают его прерывисто в виде муфт длиной до 1 — 1,5 мм. Перерывы миелиновой оболочки называют *перехватами Ранвье*. Чем больше диаметр аксона, тем толще миелиновая оболочка и тем больше расстояние между перехватами Ранвье (интернодальными промежутками).

Нервные клетки обладают способностью воспринимать, проводить и передавать нервные импульсы. Они синтезируют нейромедиаторы, участвующие в их проведении (ацетилхолин, катехоламины). Для нейронов характерна высокая интенсивность обмена веществ, поэтому они нуждаются в постоянном поступлении кислорода, глюкозы и других веществ.

Сложность и многообразие функций нервной системы зависит от взаимодействий между нейронами. Эти взаимодействия представляют собой набор различных сигналов, передаваемых в рамках взаимодействия нейронов с другими нейронами или мышцами и железами. Сигналы испускаются и распространяются с помощью ионов, генерирующих электрический заряд, который движется вдоль нейрона. Нервные импульсы распространяются при перемещении

ионов через мембрану нервной клетки и передаются из одной нервной клетки в другую с помощью нейромедиаторов.

Важнейшая функция нейрона – проведение импульсов – основана на электрических свойствах возбудимости и проводимости, которые присущи всем электровозбудимым тканям: нервной, мышечной и железистой. Мембрана нейрона имеет электрический заряд с отрицательным потенциалом на внутренней поверхности и положительным на наружной поверхности. Активно поддерживаемый клеткой потенциал представляет собой потенциал покоя и составляет от -50 до -90 мВ (приблизительно 5 % от напряжения обычной батарейки).

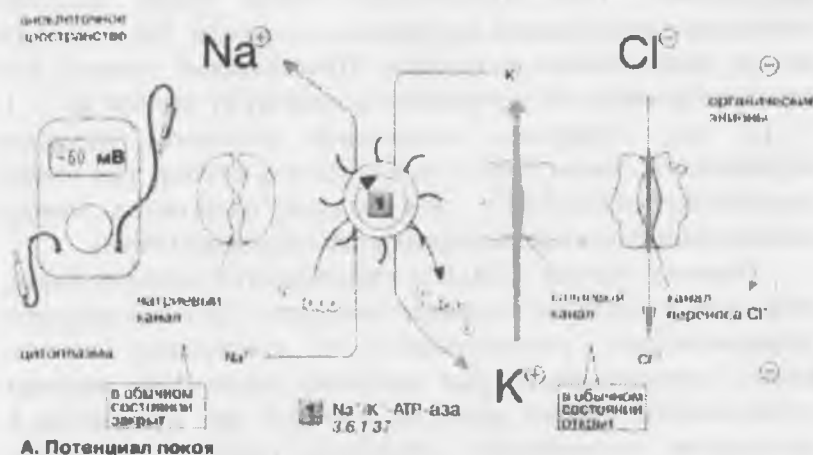


Рис. 7.5. Потенциал покоя нервной клетки.

Мембраны, в том числе плазматические, в принципе непроницаемы для заряженных частиц. Содержимое клетки заряжено отрицательно по отношению к внеклеточному пространству. Основная причина возникновения на мембране электрического потенциала (мембранного потенциала действия) это существование специфических ионных каналов. Потенциал покоя формируется за счет активного

перераспределения ионов натрия и калия внутри и снаружи клетки.

Транспорт ионов через каналы происходит по градиенту концентрации или под действием мембранного потенциала. Мембранный потенциал нервной клетки, в первую очередь, определяется ионами K^+ , которых в цитоплазме клетки содержится в 30–50 раз больше по сравнению с внеклеточной жидкостью. Кроме того в цитоплазме клетки в 10 раз меньше ионов натрия и в 50 раз меньше ионов хлора. Когда клетка находится в покое и не проводит нервных импульсов, натрий-калиевый насос перемещает ионы калия внутрь клетки и выводит ионы натрия наружу (представьте себе клетку, содержащую пресную воду и окруженную соленой водой). Из-за такого дисбаланса и формируется разность потенциалов на мембране аксона.

Ионные каналы, проницаемые для ионов Na^+ , K^+ , Ca^{2+} и Cl^- находятся в закрытом состоянии и открываются лишь на короткое время. Каналы — это интегральные мембранные белки, состоящие из многих субъединиц. В зависимости от изменения мембранного потенциала или взаимодействия с соответствующими нейромедиаторами и нейромодуляторами, белки-рецепторы могут находиться в одном из двух состояний, определяющих проницаемость канала («открыт» — «закрыт» и т. д.).

Раздражение мембраны электрическими, химическими, механическими стимулами приводит к изменению концентраций ионов: значительно повышается проницаемость мембраны для прохождения ионов натрия внутрь клетки и повышается (в меньшей степени) проницаемость мембраны для потока ионов калия в обратном направлении. Этот процесс сопровождается деполяризацией мембраны и формированием потенциала действия, который распространяется по всей клетке (рис. 7.6).

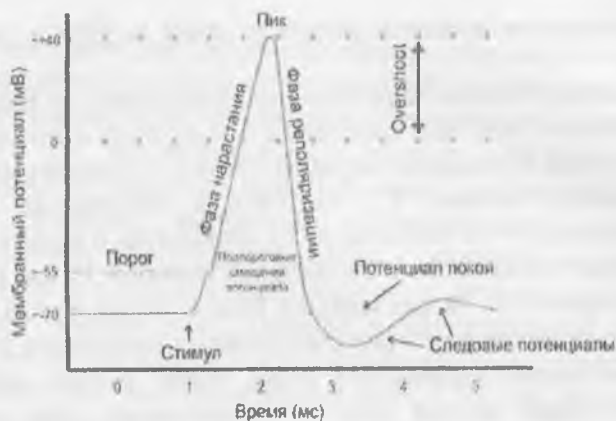


Рис. 7.6. Потенциал действия нервной клетки.

При этом равновесие на мембране нарушается, и натрий-калиевый насос на короткое время начинает работать в обратном направлении. Положительно заряженные ионы натрия проникают внутрь аксона, а ионы калия откачиваются наружу. На мгновение внутренняя среда аксона приобретает положительный заряд. Это означает, что потенциал покоя -60 мВ скачком изменяется на $+30$ мВ и спустя 1 мс принимает исходное значение.

Процесс начинается с открытия Na^+ -канала (рис. 7.7). Ионы Na^+ устремляются в клетку (по градиенту концентрации), что вызывает локальную смену знака мембранного потенциала.

При этом Na^+ -каналы тотчас закрываются, т. е. поток ионов Na^+ в клетку длится очень короткое время. В связи с изменением мембранного потенциала открываются на несколько миллисекунд потенциал-управляемые K^+ -каналы и ионы K^+ устремляются в обратном направлении, из клетки. В результате мембранный потенциал принимает первоначальное значение, и даже превышает на короткое время потенциал покоя. После этого нервная клетка вновь становится возбудимой.

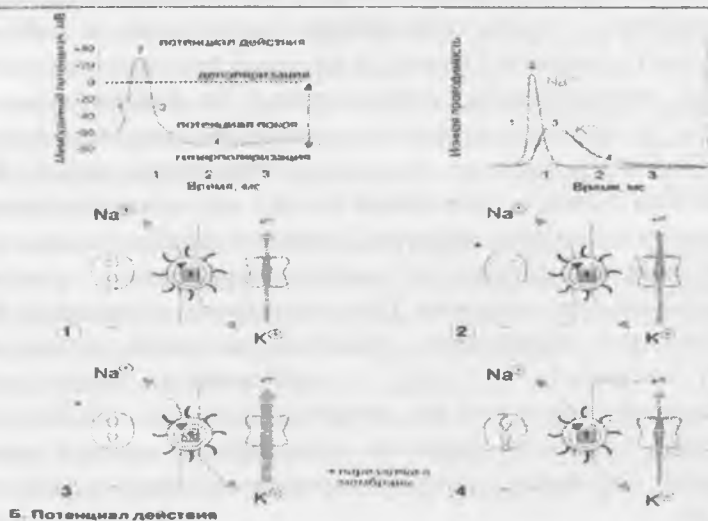
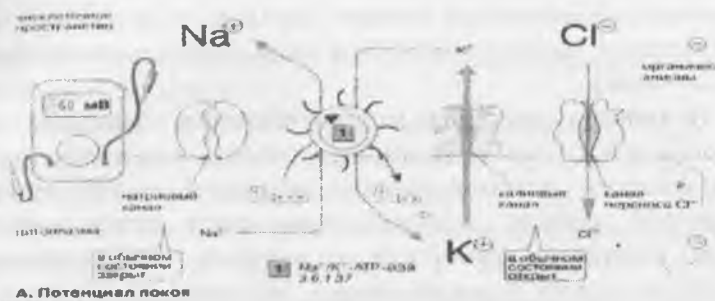


Рис. 7.7. Формирование потенциала действия нервной клетки.

За один импульс через мембрану проходит небольшая часть ионов Na^+ и K^+ , и концентрационные градиенты обоих ионов сохраняются (в клетке выше уровень K^+ , а вне клетки выше уровень Na^+). Поэтому по мере получения клеткой новых импульсов процесс локального обращения знака мембранного потенциала может повторяться многократно. Распространение потенциала действия по поверхности нервной клетки основано на том, что локальное обращение мембранного потенциала стимулирует открытие соседних

потенциал-управляемых ионных каналов, в результате чего возбуждение распространяется в виде волны деполяризации на всю клетку.

Потенциал действия распространяется довольно медленно. Для того чтобы увеличить скорость передачи импульса (поскольку, в конце концов, не годится, чтобы сигнал, посланный мозгом, достигал руки лишь через минуту), аксоны окружены оболочкой из миелина, препятствующей притоку и оттоку калия и натрия. Миелиновая оболочка не непрерывна — через определенные интервалы в ней есть разрывы (перехваты Ранвье), и нервный импульс распространяется скачкообразно: перескакивает из одного «окна» в другое, за счет этого скорость передачи импульса возрастает.

Чтобы представить, насколько эффективно может быть увеличена скорость проведения за счёт миелиновой оболочки, достаточно сравнить скорость распространения импульса по немиелинизированным и миелинизированным участкам нервной системы человека. При диаметре волокна около 2 $\mu\text{м}$ и отсутствии миелиновой оболочки скорость проведения будет составлять ~ 1 м/с, а при наличии даже слабой миелинизации при том же диаметре волокна — 15–20 м/с. В волокнах большего диаметра, обладающих толстой миелиновой оболочкой, скорость проведения может достигать 120 м/с.

В период деполяризации мембрана становится нечувствительной к раздражениям, так как находится в стадии абсолютной рефрактерности. Восстановление трансмембранного потенциала осуществляется активно с помощью калий-натриевого насоса, который с помощью энергии АТФ восстанавливает исходное ионное соотношение.

Когда импульс достигает конца основной части тела аксона, его необходимо передать либо следующему нижележащему нейрону, либо, если речь идет о нейронах головного мозга, по многочисленным ответвлениям многим другим нейронам. Для такой передачи используется абсолютно иной процесс, нежели для передачи импульса вдоль аксона.

Каждый нейрон отделен от своего соседа небольшой щелью, называемой синапсом.

Потенциал действия не может перескочить через эту щель, поэтому нужно найти какой-то другой способ для передачи импульса следующему нейрону. Для этого в конце каждого отростка имеются крошечные мешочки, называющие пресинаптическими пузырьками, в каждом из которых находятся особые соединения – нейромедиаторы. При поступлении потенциала действия из этих пузырьков высвобождаются молекулы нейромедиаторов, пересекающие синапс и присоединяющиеся к специфичным молекулярным рецепторам на мембране нижележащих нейронов. При присоединении нейромедиатора равновесие на мембране нейрона нарушается.

После того как нейромедиаторы передадут нервный импульс от одного нейрона на следующий, они могут просто диффундировать, или подвергнуться химическому расщеплению, или вернуться обратно в свои пузырьки (этот процесс нескладно называется обратным захватом). В конце XX века было сделано поразительное научное открытие – оказывается, лекарства, влияющие на выброс и обратный захват нейромедиаторов, могут коренным образом изменять психическое состояние человека.

До настоящего времени нет ответа на фундаментальный вопрос о том, что же заставляет нейрон инициировать потенциал действия, выражаясь профессиональным языком нейрофизиологов, неясен механизм «запуска» нейрона. В этом отношении особенно интересны нейроны головного мозга, которые могут принимать нейромедиаторы, посланные тысячей соседей. Об обработке и интеграции этих импульсов почти ничего не известно, хотя над этой проблемой работают многие исследовательские группы. Известно лишь, что в нейроне осуществляется процесс интеграции поступающих импульсов и выносится решение, следует или нет инициировать потенциал действия и передавать импульс дальше. Этот фундаментальный процесс управляет функцио-

нированием всего головного мозга. Неудивительно, что эта величайшая загадка природы остается загадкой и для науки.

Возбуждение аксона передается на мышцу через нервно-мышечный синапс, который образуется окончанием двигательного аксона — терминаль аксона, синаптической щелью и постсинаптической мембраной — мышечной концевой пластинкой.

Терминаль аксона не имеет миелиновой оболочки, так как перед образованием терминалей аксон теряет миелиновое покрытие. Однако Шванновские клетки покрывают терминали аксона и ограничивают их от окружающей ткани.

Каждая терминаль аксона образует синапс с одним мышечным волокном. Синапс расположен в центральной части мышечного волокна. В месте соединения терминали аксона и мышечного волокна в мышечной концевой пластинке имеется углубление, которое называется синаптической канавкой, или первичной синаптической щелью. Постсинаптическая мембрана имеет складчатую структуру, пространство между складками образует вторичную синаптическую (субневральную) щель. За счет складчатой структуры постсинаптическая мембрана в 10 раз длиннее пресинаптической. На вершинах складок расположены ацетилхолиновые рецепторы, которые воспринимают порции ацетилхолина, выделяющиеся из пресинаптической мембраны. В случае повреждения аксона этот транспорт прекращается, и мышечное волокно оказывается в условиях денервации. Ацетилхолин в терминалях аксона содержится в везикулах, количество которых насчитывает до 10 000, причем 1 000 из них находится непосредственно у пресинаптической мембраны (оперативный запас), готовых к выделению в синаптическую щель, остальная часть является мобильным запасом, готовым к быстрому перемещению к мембране взамен освобождающегося медиатора. Наиболее существен стационарный резерв (около 300 000 везикул), он находится в более проксимальных отделах терминали. Освобождение медиатора в синаптическую щель происходит порциями.

Минимальная порция — везикула медиатора, которая содержит около 5 000 — 10 000 молекул ацетилхолина, называется квантом. Передача информации от нерва к мышце происходит квантами. Так как количество молекул медиатора в кванте постоянно, то степень взаимодействия определяется только частотой и количеством выделяемых квантов. В состоянии покоя мышцы при отсутствии раздражения нерва имеет место фоновое выделение квантов медиатора. Часть молекул кванта медиатора, попадая в синаптическую щель, сразу подвергаются разрушающему воздействию холинэстеразы. Благодаря незначительной ширине синаптической щели оставшаяся часть молекул ацетилхолина (около 50–60 %) соединяется с холинорецепторами. В результате взаимодействия одного кванта ацетилхолина с постсинаптической мембраной генерируется миниатюрный потенциал концевой пластинки, величина которого составляет около 1 мВ. При возникновении миниатюрного потенциала концевой пластинки потенциал покоя мембраны мышцы изменяется незначительно. Для активации мембраны в норме выделяется значительное количество квантов (в 100 раз превышающее необходимое для развития возбуждения), которые генерируют несколько сотен миниатюрных потенциалов концевых пластинок. Суммируясь, миниатюрные потенциалы концевой пластинки формируют потенциал концевой пластинки. Потенциал концевой пластинки изменяется постепенно, пока не достигнет критического уровня деполяризации. При достижении критического уровня деполяризации генерируется потенциал действия, который распространяется по мембране и вызывает сокращение мышечного волокна.

§ 7.3. Функции нервной клетки

Основными функциями нервной клетки являются восприятие внешних раздражений (рецепторная функция), их переработка (интегративная функция) и передача нервных

влияний на другие нейроны или различные рабочие органы (эффекторная функция).

Особенности осуществления этих функций позволяют разделить все нейроны центральной нервной системы на 2 большие группы:

1) клетки, передающие информацию на большие расстояния (из одного отдела центральной нервной системы в другой, от периферии к центру, от центров к исполнительному органу). Это крупные нейроны, имеющие на своем теле и отростках большое количество синапсов, как возбуждающих, так и тормозящих, и способные к сложным процессам обработки поступающих через них влияний;

2) клетки, обеспечивающие межнейрональные связи в пределах ограниченных нервных структур (промежуточные нейроны спинного мозга, коры больших полушарий и др.). Это мелкие клетки, воспринимающие нервные влияния только через возбуждающие синапсы. Они не способны к сложным процессам обработки локальных синаптических влияний потенциалов и служат лишь передатчиками возбуждающих или тормозящих влияний на другие нервные клетки.

Воспринимающая функция нейрона. Все раздражения, поступающие в нервную систему, передаются на нейрон через определенные участки его мембраны, находящиеся в области синаптических контактов. В большинстве нервных клеток эта передача осуществляется химическим путем с помощью медиаторов. Ответом нейронов на внешнее раздражение является изменение величины мембранного потенциала.

Чем больше синапсов на нервной клетке, тем больше воспринимается различных раздражений и тем шире сфера влияний на ее деятельность и возможность участия ее в разнообразных реакциях организма. На крупных телах двигательных нейронов (мотонейронов) спинного мозга насчитывают до 15–20 тысяч синапсов. Разветвления аксонов

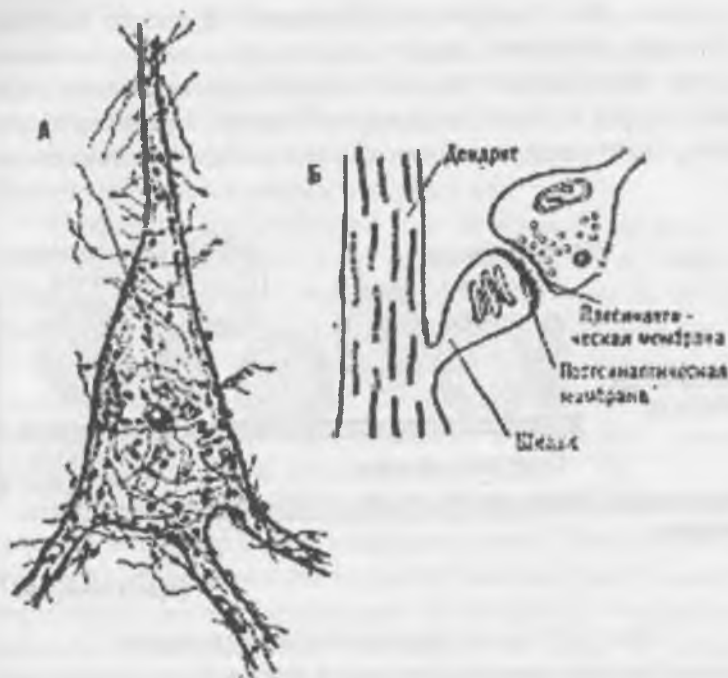


Рис. 7.8. Межнейронные синапсы:

А) синапсы и отростки на теле гигантских пирамидных клеток Беца; Б) синапс на шипике дендрита пирамидной клетки коры больших полушарий.

могут образовывать синапсы на дендритах (аксодендритические синапсы) и на теле нервных клеток (аксосоматические синапсы), в ряде случаев — на аксоне (аксональные синапсы). Наибольшее число синапсов находится на дендритах. Особенно густо они покрывают средние части и окончания дендритных отростков, причем многие контакты расположены на специальных шипиковидных выростах или шипиках, которые еще больше увеличивают воспринимающую поверхность нейрона.

В мотонейронах спинного мозга и пирамидных клетках коры поверхность дендритов в 10–20 раз больше поверхности

тела клетки. Чем сложнее интегративная функция нейрона, тем большее развитие имеют аксодендритические синапсы. Особенно они характерны для нейрональных связей пирамидных клеток в коре больших полушарий. Промежуточные нейроны (например, звездчатые клетки коры) шипиков лишены.

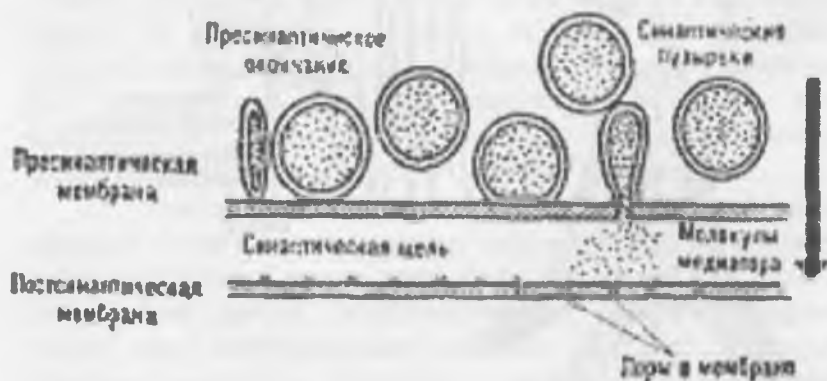


Рис. 7.9. Схема проведения возбуждения в межнейронном синапсе (стрелкой указано одностороннее направление проведения через синапс).

Приходящие в пресинаптическую часть контакта нервные импульсы вызывают опорожнение синаптических пузырьков с выведением медиатора в синаптическую щель. Веществами, передающими нервные влияния в синапсах нервных клеток, или медиаторами, могут быть ацетилхолин (в некоторых клетках спинного мозга, в вегетативных ганглиях), норадреналин (в окончаниях симпатических нервных волокон, в гипоталамусе), некоторые аминокислоты и др. Диаметр пузырьков примерно равен ширине синаптической щели. В клетках передней центральной извилины коры больших полушарий у людей 18 – 30 лет синаптические пузырьки имеют диаметр 250 – 300 ангстрем при ширине синаптической щели 200 – 300 ангстрем. Выделение медиатора облегчается тем, что синаптические пузырьки скапли-

ваются вблизи от синаптической щели, в так называемых активных, или оперативных, зонах. Чем больше нервных импульсов проходит через синапс, тем больше пузырьков перемещается в эту зону и прикрепляется к пресинаптической мембране. В результате облегчается выделение медиатора последующими нервными импульсами.

Эффекты, возникающие при активации синапса, могут быть возбуждающими или тормозящими. Это зависит от качества медиатора и свойств постсинаптической мембраны. Возбуждающие нейроны выделяют возбуждающий медиатор, а тормозные — тормозной. Кроме того, один и тот же медиатор может оказывать различное воздействие в разных органах (например ацетилхолин возбуждает скелетные мышечные волокна и тормозит сердечные).

Интегративная функция нейрона. Общее изменение мембранного потенциала нейрона является результатом сложного взаимодействия (интеграции) местных возбуждающих и тормозных постсинаптических потенциалов всех многочисленных активированных синапсов на теле и дендритах клетки. На мембране нейрона происходит процесс алгебраического суммирования положительных и отрицательных колебаний потенциала. При одновременной активации нескольких возбуждающих синапсов общий возбуждающий постсинаптический потенциал нейрона представляет собой сумму отдельных местных возбуждающих постсинаптических потенциалов каждого синапса. При одновременном возникновении двух различных синаптических влияний, возбуждающего и тормозного, происходит взаимное вычитание их эффектов.

В конечном итоге реакция нервной клетки определяется суммой всех синаптических влияний. Преобладание тормозных синаптических воздействий приводит к гиперполяризации мембраны и торможению деятельности клетки. При сдвиге мембранного потенциала в сторону деполяризации повышается возбудимость клетки. В крупных (аффе-

рентных и эфферентных) нейронах возбудимость различных участков мембраны неодинакова.

Эффекторная функция нейрона. С появлением потенциала действия, который в отличие от местных изменений мембранного потенциала является распространяющимся процессом, нервный импульс начинает проводиться от тела нервной клетки вдоль по аксону к другой нервной клетке или рабочему органу, т. е. осуществляется эффекторная функция нейрона. Процессы, происходящие в активном нейроне, можно представить в виде следующей цепи:

- потенциал действия в пресинаптическом окончании предыдущего нейрона;
- выделение медиатора в синаптическую щель;
- увеличение проницаемости постсинаптической мембраны;
- ее деполяризация (возбуждающий постсинаптический потенциал) или гиперполяризация (тормозной постсинаптический потенциал);
- взаимодействие этих потенциалов на мембране сомы и дендритов нейрона;
- сдвиг мембранного потенциала в случае преобладания возбуждающих влияний;
- достижение критического уровня деполяризации;
- возникновение потенциала действия в низкопороговой зоне (мембране начального сегмента) нейрона;
- распространение потенциала действия вдоль по аксону (процесс проведения нервного импульса);
- выделение медиатора в окончаниях аксона (передача нервного процесса на следующий нейрон или на рабочий орган).

Функционирование нервной системы проявляется в виде непрерывно возникающих ответных реакций на раздражающие факторы внешне и внутренней среды.

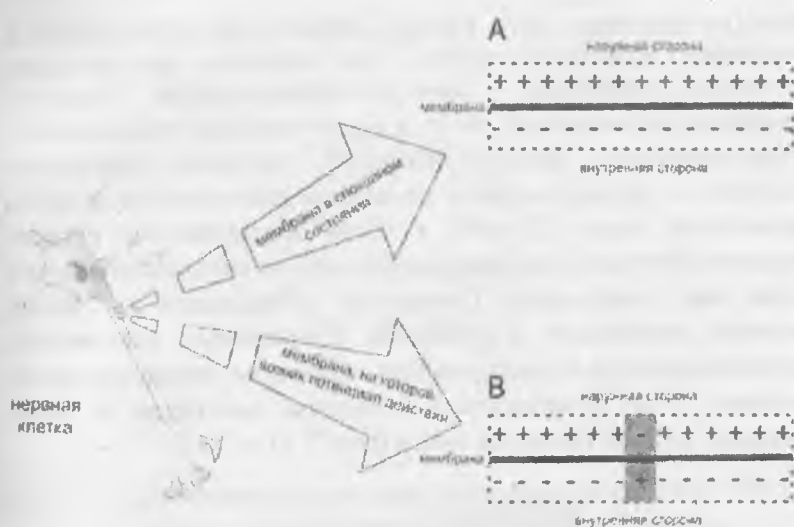


Рис. 7.10. Схема распределения зарядов по разные стороны мембраны возбудимой клетки в спокойном состоянии (А) и при возникновении потенциала действия (В).

§ 7.4. Электрофизиологические методы исследования

Электроэнцефалография (ЭЭГ) – метод записи колебаний электрических потенциалов мозга или метод электрофизиологического исследования функционального состояния головного мозга, основанный на регистрации его электрической активности.

Головной мозг обладает спонтанной ритмической электрической активностью, которая зависит от функциональной организации структуры и изменяется под влиянием внешних раздражителей. Возникновение потенциалов нервных клеток связано с возникновением электрических и ионных процессов в нервных клетках – нейронах. При возбуждении ионы перераспределяются, возникает разность потенциалов между заряжающимися электроотрицательно участками ткани. Разность потенциалов, возникающая в тканях мозга очень

мала (миллионные доли вольта), поэтому их регистрация и измерение возможны только при помощи высокочувствительных приборов — электроэнцефалографов. Электроэнцефалограф включает 8–16 и более мощных усилительно-регистрирующих блоков (каналов), которые позволяют получить в наглядном виде колебания потенциалов мозга с амплитудой около 50 мкВ, а также одномоментно регистрировать биоэлектрические потенциалы от соответствующего числа пар электродов. Отведение потенциалов от мозга человека производят с помощью специальных электродов, располагающихся на поверхности головы по международной системе 10–20, позволяющей помещать электроды в зонах проекции разных областей мозга (рис. 7.11 и 7.12).



Рис. 7.11. Крепление электродов на голове при проведении диагностической процедуры электроэнцефалографии (ЭЭГ).

Электроды для электроэнцефалографии крепятся на голове обследуемого с помощью резиновых жгутов или специальных шапочек, липкой ленты и других фиксаторов симметрично относительно срединной сагиттальной линии головы по общепринятым схемам отведений (рис. 7.11). Исследование ведется в свето- и звукоизолированном

помещении. Положение обследуемого — полулежа или сидя в удобном кресле.



Рис. 7.12. Схема расположения отводящих электродов на коже головы при электроэнцефалографии: буквами обозначены точки наложения электродов, соответствующие конкретным областям поверхности мозга, с которых ведется запись биопотенциалов:

О — затылочные; Т — височные; Р — теменные; С — центральные; F — лобные; Fp — лобно-полусферические; четными цифрами обозначены точки наложения электродов, расположенные на правой половине головы; нечетными — на левой; точки, расположенные по средней линии (сагиттально), имеют индекс z.

Для установления локализации патологического очага и выявления скрытых изменений применяют различные функциональные нагрузки (действие света, звука, гипервентиляция, умственные нагрузки и т.д.). Визуальный анализ электроэнцефалограммы обнаруживает в ней наличие волн, различающихся по частоте колебаний, амплитуде (вольтажу), форме (синусоидальная, заостренная), регулярности, выраженности реакции на внешние раздражители (рис. 7.13).

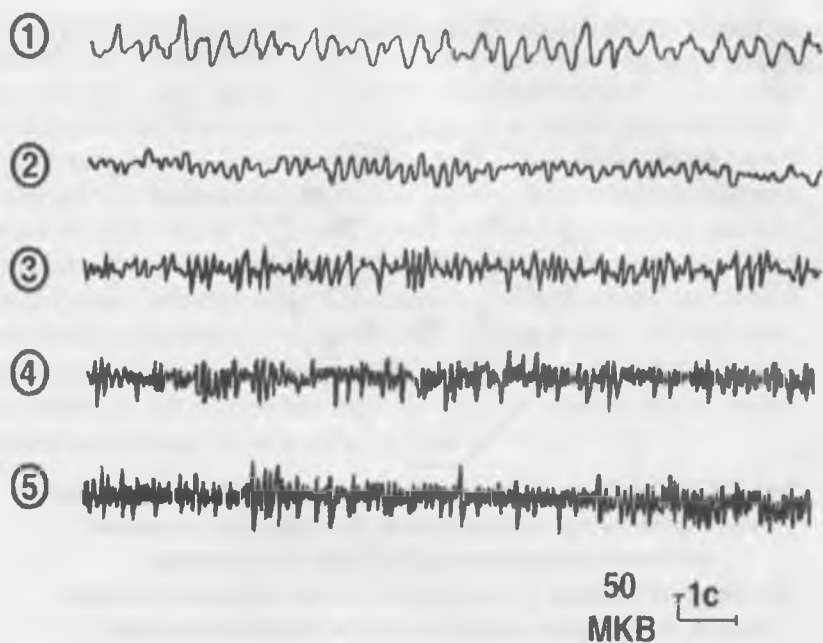


Рис. 7.13. Различные физиологические ритмы электроэнцефалограмм: 1 – дельта (Δ)-ритм; 2 – тета (θ)-ритм; 3 – альфа (α)-ритм, 4 – бета (β)-ритм; 5 – гамма (γ)-ритм.

На электроэнцефалограмме у взрослого человека в бодрствующем состоянии можно выделить колебания различной частоты. Основными компонентами электроэнцефалограммы у здорового человека в условиях покоя и бодрствования являются так называемые альфа- и бета-волны. Кроме того, регистрируются так называемые тэта- и дельта ритмы (волны).

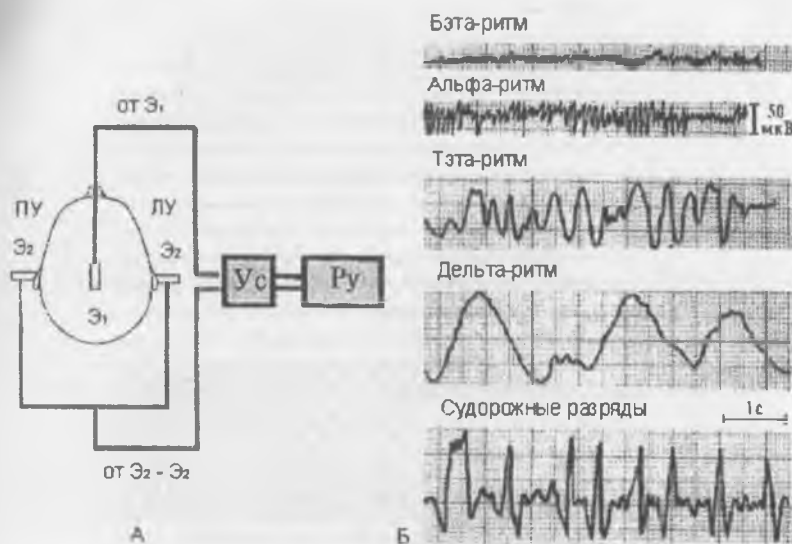


Рис. 7.14. А – схема регистрации ЭЭГ; Б – основные ритмы ЭЭГ: $\mathcal{E}_1$ – активный электрод, $\mathcal{E}_2$ – индифферентный электрод.

ПУ и ЛУ – правое и левое ухо) Альфа-ритм, или альфа-волны, – это правильные ритмичные колебания с частотой 8 – 12 в секунду и амплитудой 50 – 100 мкВ, наиболее четко они выражены в задних отделах мозга (в затылочной и теменной областях) (рис. 7.15–7.16).

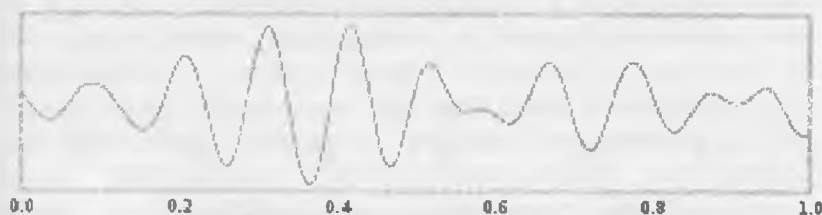


Рис. 7.15. Альфа-волны (альфа ритм).



*Рис. 7.16. Нормальная электроэнцефалограмма.
Альфа-волны (альфа-ритм).*

Бета-ритм или *бета-волны*, имеют частотный диапазон от 12 Гц до 30 Гц, это колебания с амплитудой 10–30 мкВ; наиболее отчетливы они в передних отделах мозга (в лобной и височной областях) (рис. 7.17–7.18).

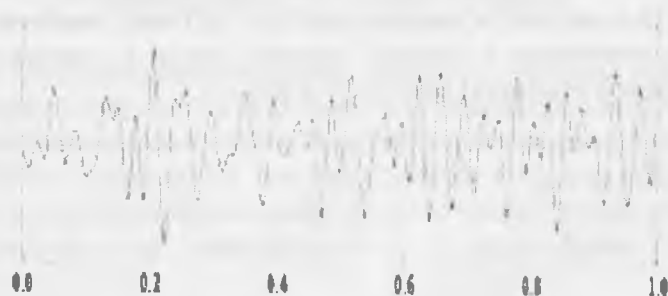


Рис. 7.17. Бета-волны (бета-ритм).



Рис. 7.18. Бета-ритм (бета-волны) на электроэнцефалограмме.

Быстрый бета-ритм (30 Гц) может быть связан с различной патологией и является последствием употребления наркотиков, особенно бензодиазепинов. Он может отсутствовать или быть незначительно выраженным в областях поражения коры. Этот ритм является преобладающим у больных, которые находятся в состоянии тревоги или может появляться при проведении теста открытия глаз.

Тета-ритм или *тета-волны*, имеют частотный диапазон от 4 Гц до 7 Гц. Обычно наблюдаются у маленьких детей. Этот ритм может наблюдаться в период засыпания или пробуждения у детей старшего возраста и взрослых, он может также наблюдаться при медитации. Появление высокоамплитудного тета-ритма является ненормальным. Он может наблюдаться при координационных нарушениях, может наблюдаться при диффузных метаболических расстройствах, энцефалопатии, при гидроцефалии.



Рис. 7.19. Тета-ритм (тета-волны)

Дельта-ритм или *дельта-волны* имеют частотный диапазон до 2–4 Гц. Это, как правило, самые высокие амплитуды и самые медленные волны. Наблюдаются обычно у взрослых в фазу медленного сна. Наблюдается также чаще всего у младенцев. Может наблюдаться при поражении подкорковых образований, при метаболической энцефалопатии или гидроцефалии с глубоким повреждением средней линии. Как правило, наиболее часто встречается во фронтальных отведениях у взрослых (например, FIRDA – Фронтальный Прерывистый быстрый дельта ритм) и в затылочных отведениях у детей (например, OIRDA – Затылочный прерывистый быстрый дельта ритм).

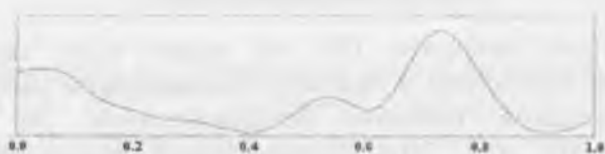


Рис. 7.20. Дельта-волны (дельта-ритм).

Гамма-ритм или *гамма-волны* имеют частотный диапазон примерно 30–100 Гц. Представляют связи различных популяций нейронов, объединенных в сеть с целью выполнения определенных когнитивных и моторных функций.

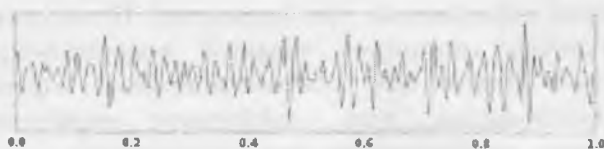


Рис. 7.21. Гамма-волны (гамма-ритм).

различается от таковой у взрослых; разница сглаживается к 13–17 годам.

Электроэнцефалография играет существенную роль в диагностике эпилепсии, опухолевых, сосудистых, воспалительных и дегенеративных заболеваний головного мозга, черепно-мозговой травмы, нарушений сна и бодрствования, коматозных состояний. При различных патологических состояниях компоненты изменяются по частоте, амплитуде, форме и пр. Большое диагностическое значение имеет присутствие на электроэнцефалограмме патологических форм активности – высокоамплитудных волн, острых треугольных волн, пиков – иглоподобных колебаний, пароксизмальной активности волн различного диапазона и др.

Отсутствие регистрируемой с помощью электроэнцефалографии электрической активности головного мозга является важным объективным признаком смерти мозга. Электроэнцефалография широко используется в физиологии при исследовании нормального функционирования центральной нервной системы.

Различные функциональные состояния мозга (возбуждение, покой, сонливость, глубокий сон) имеют свое характерное электроэнцефалографическое выражение. Возбуждение сопровождается появлением высокочастотных и высокоамплитудных колебаний. В покое преобладает альфа-ритм. Переход к глубокому сну проявляется постепенным замедлением волн на электроэнцефалограмме. Вначале могут еще наблюдаться периоды высокоамплитудных высокочастотных колебаний («веретена»), затем они становятся все более редкими и короткими, полностью исчезая при глубоком сне, который характеризуется высокоамплитудными дельта-волнами.

При различных заболеваниях головного мозга нормальное течение электрических процессов оказывается нарушенным. Наблюдается дезорганизация нормальных ритмов и появление патологических волн. Локальные дельта-

и тета-ритмы указывают на очаговый патологический процесс в головном мозге.

Следует отметить, что специфических изменений электроэнцефалограммы, характерных только для определенного патологического процесса не существует. Исключение составляет эпилепсия, для которой характерны определенные изменения. По данным электроэнцефалограммы определяется тяжесть и до известной степени характер поражения; нередко электроэнцефалографические кривые позволяют установить локализацию патологического процесса (рис. 7.23).

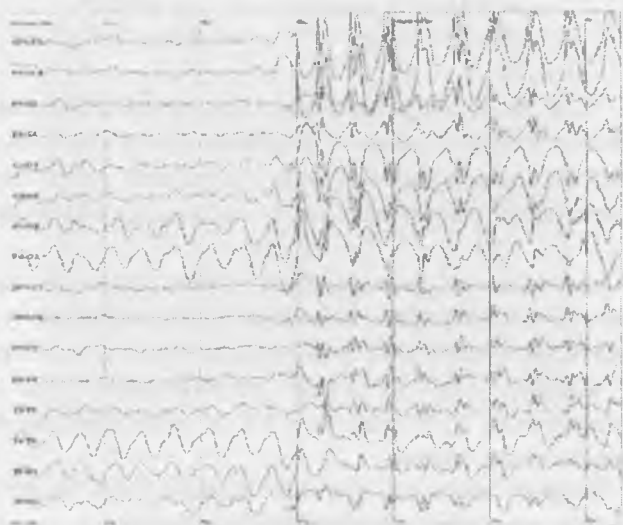


Рис. 7.23. Эпилептический всплеск на электроэнцефалограмме.

При больших судорожных приступах с потерей сознания на электроэнцефалограмме могут отмечаться комплексы пик-волна во всех областях мозга (истинная пароксизмальная активность), а при очаговой эпилепсии изменения выявляются только на ограниченных участках мозга, чаще в височных областях (рис. 7.24).

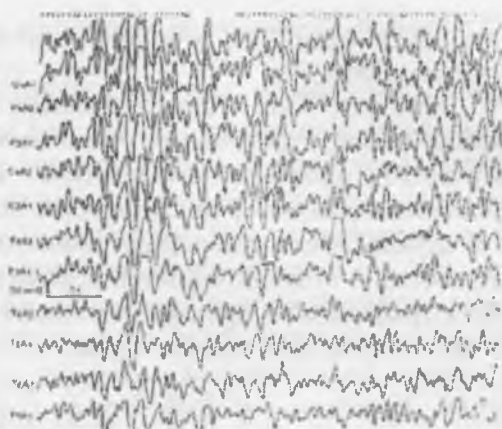


Рис. 7.24. Комплексы пик-волна во всех областях мозга (истинная пароксизмальная активность) при больших судорожных приступах с потерей сознания, а при очаговой эпилепсии изменения чаще в височных областях.

С развитием компьютерной томографии и магнито-резонансной томографии электроэнцефалография утратила свою ведущую роль в объективизации локальных поражений мозга. Однако она осталась незаменимой для оценки функционального состояния мозга в разные периоды тяжёлых черепно-мозговых травм.

В остром периоде легкой черепно-мозговой травмы отмечаются нерезкие отклонения от нормы в основном в форме нерегулярности альфа-ритма и усиления частых колебаний с быстрым обратным развитием патологических изменений электроэнцефалограммы (рис. 7.25).

С помощью электроэнцефалограммы можно:

- следить за динамикой действия лекарственных препаратов;
- оценить степень нарушения работы мозга;
- исследовать функциональное состояние мозга у людей, у которых структурные методы исследования (например, метод магнитно-резонансной томографии) показывают,

что мозг «нормален», но дисфункция мозга очевидна клинически (например, при метаболической энцефалопатии).

При данных состояниях наибольшая ценность электроэнцефалограммы не в подтверждении диагноза – саму травму или какое-либо другое патологическое состояние при обследовании «не видно». Однако при повторных исследованиях электроэнцефалограмма помогает оценить скорость и полноту исчезновения признаков нарушения работы мозга. От этого зависит дальнейшее лечение.

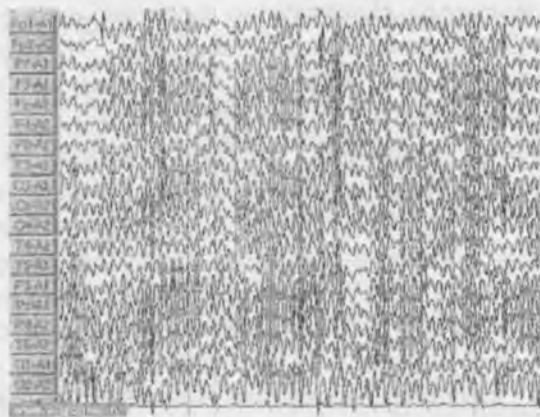


Рис. 7.25. Электроэнцефалограмма в раннем периоде после сотрясения головного мозга.

Электронейромиография (ЭНМГ) – комплексный метод исследования, включающий:

- регистрацию и анализ параметров вызванных потенциалов мышцы и нерва (латентный период, форма, амплитуда и длительность вызванных потенциалов);
- определение числа функционирующих двигательных единиц;
- определение скоростей проведения импульса по двигательным и чувствительным волокнам

периферических нервов.

Электронейромиография — метод регистрации и изучения биоэлектрической активности мышц и периферических нервов, вызванной активацией нерва на протяжении электрическим стимулом или рецепторного аппарата механическим стимулом. Регистрация вызванной (стимуляцией) активности нерва (мышцы) осуществляется накожными или игольчатыми электродами в зависимости от задачи исследования, глубины залегания нерва (мышцы) и необходимости исключить активность наведения с соседних мышц. Стимуляционная ЭНМГ включает в себя определение параметров М-ответа, скорости проведения импульса по двигательным и чувствительным нервам, регистрацию F-волны, Н-рефлекса, Т-рефлекса, мигательного рефлекса, тестирование нервно-мышечного соединения и др.

Регистрация и анализ биоэлектрической активности мышц возможны только на основе знаний и представлений об анатомической и функциональной организации работы мышц. Какие элементы мышцы являются генераторами электрических сигналов? Как организована их активация во времени и пространстве? Как элементы мышцы связаны с двигательными нейронами (мото-нейронами) спинного мозга? Что является пусковым механизмом мышечной активности? Эти и другие вопросы возникают при первом знакомстве с ЭНМГ, различными электромиографическими сигналами.

Элементарной анатомической единицей мышцы является мышечное волокно, или мышечная клетка. В норме при активации мышцы (произвольной и непроизвольной) мышечные волокна активируются группами. Активировать одиночную мышечную клетку произвольно или при стимуляции нервных волокон не удастся. Активация мышечных волокон группами обусловлена анатомо-функциональной связью каждого мотонейрона с несколькими мышечными волокнами. Такое объединение мотонейрона и группы мышечных клеток носит название двигательной единицы и является анатомо-

функциональной единицей нейромоторного аппарата. На рис. 7.26 представлено схематичное изображение моторной единицы.

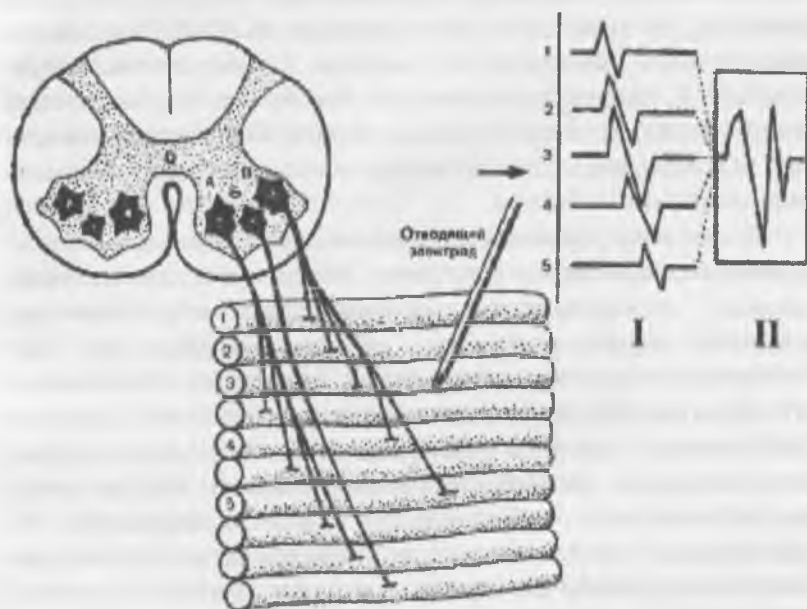


Рис. 7.26. Схема двигательной (моторной) единицы мышцы (по Л. О. Бадалян, И. А. Скворцову, 1986):

А, Б, В — мотонейроны передних рогов спинного мозга; 1, 2, 3, 4, 5 — мышечные волокна и соответствующие им потенциалы; I — потенциалы отдельных мышечных волокон; II — суммарный потенциал условной двигательной единицы

Каждый мотонейрон связан с мышечными волокнами таким образом, что территория двигательной единицы в пространстве не изолируется от соседних двигательных единиц, а находится в одном объеме с ними. Такой принцип расположения двигательных единиц в мышце, когда в любой точке объема мышцы находятся мышечные волокна нескольких двигательных единиц, позволяет мышце сокращаться плавно,

а не рывками, что было бы при разграничении разных двигательных единиц друг от друга в пространстве. Двигательные единицы содержат разное количество мышечных волокон: от 10–20 в мелких мышцах, выполняющих точные и тонкие движения, до нескольких сот в крупных мышцах, выполняющих грубые движения и несущие антигравитационную нагрузку. К первой группе мышц можно отнести наружные мышцы глаза, ко второй мышцы бедра. Количество мышечных волокон, входящих в двигательные единицы, называют иннервационным числом.

По функциональным свойствам двигательные единицы бывают медленными и быстрыми. Медленные двигательные единицы иннервируются малыми альфа-мотонейронами, являются низкопороговыми, неустойчивыми, так как участвуют в тонических медленных движениях, обеспечивая антигравитационную функцию (поддержание позы). Быстрые двигательные единицы иннервируются большими альфа-мотонейронами, являются высокопороговыми, быстро утомляются, участвуют в быстрых (фазических) движениях. Во всех мышцах представлены как медленные, так и быстрые двигательные единицы, однако, в мышцах туловища, проксимальных отделов конечностей и камбаловидной мышце, участвующих в антигравитационной функции, преобладают медленные двигательные единицы, а в мышцах дистальных отделов конечностей, участвующих в выполнении точных произвольных движений – быстрые двигательные единицы. Знание этих свойств двигательных единиц мышц важно при оценке работы мышцы – различных режимах произвольного напряжения. Игольчатая ЭМГ, которая производит оценку параметров одиночных двигательных единиц при минимальных усилиях, позволяет оценить основную низкопороговую медленную двигательную единицу.

Двигательные единицы работают по принципу «все или ничего», т. е. либо они активируются и производят строго дозированное усилие, либо активирующие влияния недостаточны и двигательная единица остается неактивной. Регуля-

ция интенсивности усилия, производимое двигательной единицей, определяется частотой их разрядов, которая в среднем составляет 8–15 импульсов в секунду (имп/с) с колебанием от 5 до нескольких десятков имп/с. Исследование методом ЭНМГ позволяет определять частоту разрядов двигательных единиц и тем самым судить о возможном наличии повышенной частоты импульсации при дозированном мышечном усилии, что имеет место в случае снижения числа функционирующих двигательных единиц (за счет гибели двигательных единиц).

В основе электронейромиографического метода лежит применение электрической стимуляции нерва с последующим анализом параметров вызванных потенциалов.

Вызванный потенциал – это электрический сигнал, вызванный стимулом и тесно связанный с ним временной характеристикой; электрическим стимулом обычно раздражается чувствительный рецептор нерва или различные зоны головного, спинного мозга или мышцы.

Стимуляция нерва в двух точках, находящихся на определенном расстоянии друг от друга, позволяет вычислить время, в течение которого волна возбуждения проходит между точками стимуляции. Таким образом, оказывается возможным определить скорость проведения импульса по волокнам нерва.

Метод определения скорости проведения импульса применим для любого доступного исследования периферического нерва, однако в практике электронейромиографии чаще исследует срединный, локтевой, большеберцовый, малоберцовый, реже локтевой и седалищный нервы.

В ответ на электрическое раздражение нерва возникает суммарный синхронный разряд двигательных единиц мышцы в ответ на электрическое раздражение нерва – вызванный потенциал мышцы или М-ответ. М-ответ регистрируют с помощью накожных отводящих электродов (рис. 7.27).

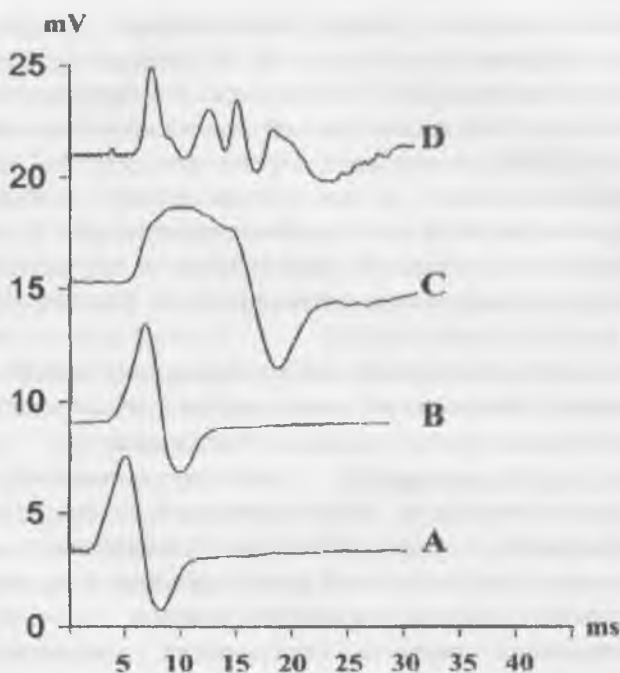


Рис. 7.27. Форма М-ответа в норме и при патологии:

А – М-ответ в норме, *В* – М-ответ с повышением латентности (поражение высокопроводящих волокон), *С* – М-ответ с увеличением длительности М-ответа (поражение низкопроводящих волокон с повышением дисперсии СПИ), *Д* – полифазный М-ответ (асинхронная активация мышцы)

Одной из наиболее важных задач, решаемых при помощи электронейромиографии, является уточнение локализации поражения мышц, нервов и структур спинного и головного мозга. Построение плана клинко-электрофизиологического обследования больного требует от специалиста знания анатомии мышц, периферических нервов и сплетений. Например, обследование больного с периферическим парезом мышц плечевого пояса с симптомом «крыло-видной»

лопатки требует исключить первично-мышечное поражение мышц и, в первую очередь, *m.serratus anterior*, поражение *p.thoracicus longus*, поражение плечевого сплетения или поражение двигательных корешков C5–C7.

Миогенный характер поражения целесообразно исключать методом ЭНМГ с анализом активности покоя, параметров потенциалов действия двигательных единиц не только клинически явно пораженной мышцы, но и других мышц. Решение диагностических задач требует от исследователя электронейромиографа знания анатомии мышц и нервов в том объеме, который позволил бы квалифицированно решать поставленные задачи.

Выбор точек для исследования биоэлектрической активности мышцы зависит от ее формы и расположения двигательной точки мышцы (рис. 7.28).

В веретенообразной мышце двигательная точка расположена на экваториальной линии, в одно- и двуперистой – по длиннику мышцы. Так, в прямой мышце бедра отводить биоэлектрическую активность можно в двигательных точках по длине мышцы, на чем основано определение моторной СПИ короткого бедренного нерва.

Исследование желательно проводить на кушетке лежа, чтобы можно было максимально расслабить мышцы. Располагать аппарат и находиться исследователю лучше с правой стороны от больного, причем аппарат – на уровне головы пациента с ориентацией дисплея от окна, чтобы не было световых бликов на экране. Температура в помещении должна быть не ниже 26 градусов, чтобы не охлаждались конечности больного, температуру которых с помощью лампы необходимо поддерживать на уровне 34–35 градусов. Целесообразно исследование проводить в одно и то же время дня. Перед проведением исследования больному по возможности отменяют антихолинэстеразные препараты, миорелаксанты, транквилизаторы и др., если это ему не противопоказано.

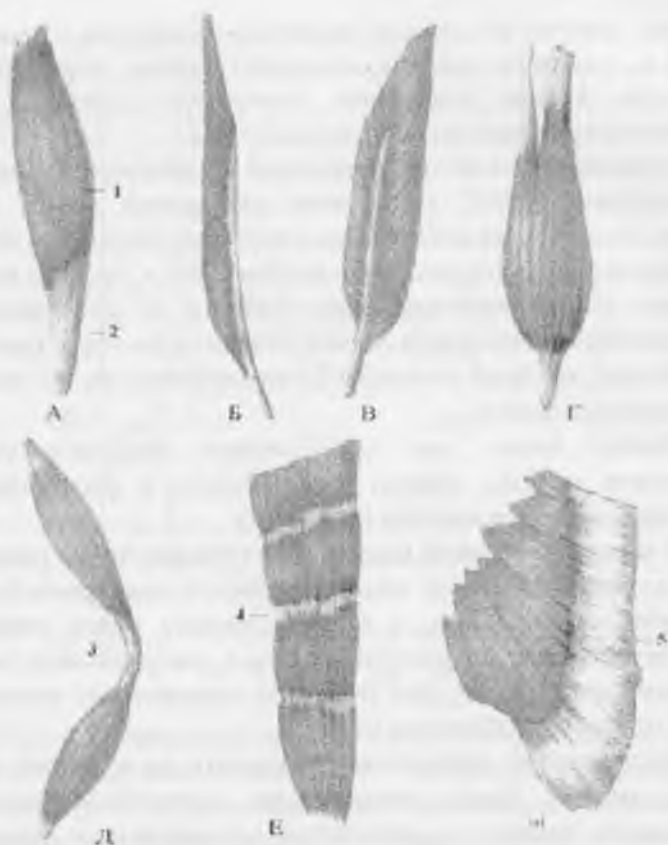


Рис. 7.28. Виды мышц:

А – веретенообразная мышца, Б – одноперистая мышца, В – двуперистая мышца, Г – двуглавая мышца, Д – двубрюшная мышца, Е – прямая мышца с сухожильными перемычками, Ж – широкая мышца; 1 – брюшко, 2 – сухожилие, 3 – сухожильная дуга, 4 – сухожильная перемычка, 5 – аневроз, или сухожильное растяжение

До начала проведения исследования необходимо провести беседу с больным о возможных неприятных ощущениях при игольчатой и стимуляционной ЭМГ, необходимо выяснить

противопоказания к проведению стимуляционных методик исследования (наличие электрического водителя ритма сердца, гипертоническая болезнь, церебральный и коронарный атеросклероз III ст.). Длительность исследования не должна превышать 45–60 минут. При необходимости исследование может быть продолжено на следующий день.

Больной при обследовании находится в положении лежа на спине. Врач-исследователь располагается на стуле справа от больного. Дисплей электронейромиографа располагается напротив врача. Правой рукой врач манипулирует электродами, а левой – управляет работой прибора.

Электронейромиограф – прибор для активации, регистрации и изучения биопотенциалов мышц и нервов. Используемые в последнее время компьютерные электро-нейромиографы имеют ряд преимуществ в регистрации, обработке, накоплении сигналов. Современные электронейро-миографы состоят из электродов, соединительных проводов, предусилительного блока с аналогоцифровым преобразователем, усилителей, дисплея, компьютерного блока и стимулятора.

Электроды для проведения исследования делятся на регистрирующие, стимулирующие и заземляющие (рис. 7.29).

Группа специальных электродов включает: уретральный, сфинктерный, вагинальный электроды и др.

Соединительные провода, или кабель, соединяют электроды со входом в предусилитель. Современные конструкции электромиографов укомплектованы соединительными проводами, которые с помощью разъемов отсоединяются от электродов, что позволяет стерилизовать и обрабатывать электроды отдельно от чувствительных к высокой температуре и химическим дезинфицирующим веществам соединительных проводов.

Регистрирующие игольчатые электроды



Коаксиальный (активная отводящая поверхность $0,07 \text{ мм}^2$)



Биполярный (активная отводящая поверхность $0,03 \text{ мм}^2$)



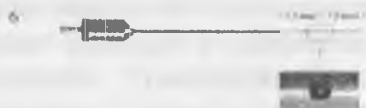
Монопольный для регистрации ПДЭ (активная отводящая поверхность $0,25 \text{ мм}^2$)



Монопольный для регистрации сенсорных потенциалов (активная отводящая поверхность $2-5 \text{ мм}^2$)



Электрод одиночного мышечного волокна (активная отводящая поверхность $0,0005 \text{ мм}^2$)



Макроэлектрод (активная отводящая поверхность 20 мм^2)

Регистрирующие поверхностные электроды



Прямоугольные пластинчатые (активная отводящая поверхность 50 мм^2)



Круглые пластинчатые, фиксированные на платформе (активная отводящая поверхность 20 мм^2)



Чашечковый электрод (активная отводящая поверхность 50 мм^2)



Поверхностный линейный электрод (активная отводящая поверхность $50-100 \text{ мм}^2$)



Контактные электроды



Рис. 7.29. Виды электродов электромиографических электродов.

Соединительные провода имеют специфические различные разъемы для игольчатых и поверхностных электродов. Кабели для соединения игольчатых электродов с предусилителем имеют не только пластмассовое покрытие, но и металлическую оплетку (экран), которая надежно защищает рабочий сигнал от помех. Это позволяет регистрировать низкоамплитудную активность (потенциалы фибрилляций и др.) при высокой чувствительности усилителей. Соединительные провода для поверхностных (накожных) электродов часто не имеют металлического экрана, поэтому регистрация на высокой чувствительности (50–100 мкВ/см) как произвольной активности, так и вызванной активности при патологии становится проблематичной из-за значительных помех. Слишком длинные соединительные провода увеличивают помехи, сотрясение электродов вызывает значительное искажение рабочего сигнала.

Соединительные провода от различных входов усилителя функционально неравнозначны. Для регистрации негативного отклонения потенциала вверх от нулевой линии

провод от первого входа усилителя (вход 1) необходимо присоединять к активному электроду, от второго входа усилителя (вход 2) – к референтному электроду.

Соединительные провода соединяют электроды с предусилительным блоком, в одном корпусе с которым, как правило, располагают и аналого-цифровой преобразователь (АЦП).

Частично усиленный в предусилителях сигнал без значимых потерь по экранированным проводам поступает в *усилительный блок*. АЦП переводит аналоговый сигнал в цифровой. Дальнейшая передача сигнала в виде цифровой информации происходит без потерь и искажений. Перевод аналогового сигнала (непрерывно изменяющегося) в цифровой (дискретный код) называют квантованием.

Визуализация биопотенциалов мышц и нервов возможна на экране дисплея. Однако для этого необходим сигнал с величиной, измеряемой в вольтах, а амплитуда ЭНМГ сигналов в тысячи и миллион раз меньше. *Усилитель* электромиографа позволяет низкоамплитудные регистрируемые сигналы, измеряемые в микровольтах, усилить в 1000-1000000 раз. Этот процесс осуществляется в несколько этапов.

Первый этап – это предусиление, которое позволяет усилить сигнал в 500 раз. На последующих этапах сигнал усиливается в 2–2000 раз. Высокий коэффициент усиления современных усилителей (1:1000000) приводит не только к усилению необходимого регистрируемого сигнала, но и к значительному усилению наводящих токов. Источником таких наводок наиболее часто являются переменные потенциалы сети 50 Гц, которые значительно превышают уровень биопотенциалов. Подавлять такие сигналы позволяют дифференциальные усилители, т.е. усилители с симметричным входом.

По сравнению с усилителями с несимметричным входом, где измерялось колебание между исследуемым потенциалом

и нулевым потенциалом земли, дифференциальный усилитель измеряет разность потенциалов между двумя электродами (активным и референтным), которые соединены с первым и вторым входом усилителя. В этом случае наводящие потенциалы симметрично будут поступать на оба входа усилителя и нейтрализовываться в схеме усилителя за счет инвертирования сигнала в противофазу с одного из входов усилителя. Такая способность усилителя подавлять симметричный сигнал получила название *режекции* и измеряется она коэффициентом режекции. Коэффициент режекции должен превышать 100 000. Это значит, что усилитель в сто тысяч раз больше усиливает полезный сигнал, чем сигнал помехи. Чтобы регистрировать биопотенциалы без искажения и частичной потери сигнала, усилители имеют большое входное сопротивление предусилителя (100–200 Мом), которое должно значительно превышать межэлектродное сопротивление, составляющее около 50 КОм. Проверку межэлектродного сопротивления в электромиографах позволяет осуществить специальное тестирующее устройство. Показатели межэлектродного сопротивления 1, 2, 5, 10, 20 и 50 КОм допустимы для проведения исследования. При межэлектродном сопротивлении выше 50 КОм амплитуда зарегистрированного потенциала будет меньше реального значения, кроме того, появятся или значительно возрастут помехи (наводка 50 Гц).

Усилитель электромиографа является широкополосным усилителем, т.е. способен усиливать потенциалы в диапазоне от 0,5 Гц до 20000 Гц (20 КГц). Регулируют полосу пропускания частот усилителя фильтры высоких и низких частот. Сужение полосы пропускания частот усилителя за счет ограничения высоких частот (до 5, 2, 1 КГц) приводит к снижению амплитуды высокочастотных сигналов или их исчезновению.

Дисплей, или визуализатор, является составляющей частью электромиографа и позволяет увидеть регистрируемые сигналы мышц и нервов на экране. В компьютерных

электромиографах функцию дисплея выполняет монитор компьютера. Луч электронно-лучевой трубки выводится на экран с перемещением слева направо за счет подачи стандартного напряжения в горизонтальной плоскости. Такое перемещение луча в горизонтальной плоскости называют *горизонтальной разверткой*. Смещение луча в вертикальной плоскости (вертикальная развертка) обусловлено меняющимся напряжением, подаваемым в вертикальной плоскости с канала усилителя.

Таким образом, ЭНМГ сигнал, усиленный в усилителе, отклоняет луч вверх и вниз, формируя графическую форму потенциала, которая для удобства восприятия с помощью синхроимпульса располагается всегда в заданной области экрана. Для удобства представления ЭНМГ сигналов на экране используется триггерная система представления нерегулярно появляющихся сигналов с помощью синхроимпульса.

Синхроимпульс — импульс, генерирующийся одновременно с рабочим сигналом и подающийся на экран для «запуска» горизонтальной развертки, чтобы зарегистрированный сигнал выводился на экран в заданном месте и был хорошо виден.

Для регистрации событий до триггерного выведения сигнала на экран используется система задержки между синхроимпульсом и регистрируемым потенциалом. Величина задержки в зависимости от скорости горизонтальной развертки составляет несколько миллисекунд. Скорость горизонтальной развертки устанавливается в соответствии с длительностью сигнала и удобством его визуального анализа. При низкой скорости горизонтальной развертки ее выражают в см/с (сантиметры, или деления в секунду) как, например, при регистрации поверхностной ЭМГ; при большой скорости развертки — в мс/см (миллисекунды в сантиметре, или делении) как, например, при измерении скорости проведения импульса по нерву. Скорость луча в вертикальной плоскости отражает чувствительность канала усилителя и выражается

обычно в мкВ/см (мкВ/дел) или в мВ/см (мВ/дел). Чем выше чувствительность, тем больше скорость вертикальной развертки.

Количество горизонтальных линий на экране соответствует числу каналов усилителя.

В компьютерных электромиографах при работе по протоколам отдельных методик (определение скорости проведения по нервам, исследование параметров потенциалов действия двигательных единиц и др.) используется, как правило, один канал, в связи с этим дополнительные горизонтальные трассы (пробеги луча) используются для вывода на экран последующих сигналов, получаемых по одному каналу.

Компьютерный блок значительно облегчает проведение исследования и анализ зарегистрированных сигналов. Компьютер электромиографа позволяет управлять с одной клавиатуры рядом процессов: выбирать канал усилителя, устанавливать чувствительность, граничные низкие и высокие частоты каналов усилителя, проверять межэлектродное сопротивление, подавать калибровочный сигнал, накапливать и обрабатывать регистрируемые сигналы, управлять стимулятором и печатающим устройством. Оснащение электромиографа компьютером позволило значительно облегчить процесс накопления ЭНМГ потенциалов и хранить их в оперативной памяти компьютера. Это значительно сокращает время обследования больного, так как после окончания обследования пациента записанные потенциалы можно просмотреть, выбрать необходимые для анализа и, после удаления ненужной излишней информации, обработать. Электромиографические кривые можно запомнить на жесткий диск компьютера, т.е. архивировать, и использовать эту информацию при динамическом наблюдении. При необходимости иметь документальную копию картина сигналов на экране может быть распечатана на принтере.

Электростимулятор позволяет раздражать нервы на протяжении и регистрировать так называемые вызванные

потенциалы, т. е. те, которые возникают искусственно в исследовательских целях. Работа стимулятора синхронизирована с монитором для того, чтобы вызванные потенциалы мышц и нервов предъявлялись на экране в одном и том же месте. Стимулятор может генерировать как постоянный ток, так и импульсный ток. В ЭНМГ исследовании в основном используют импульсный ток. Стимулятор генерирует импульсы прямоугольной формы. Интенсивность воздействия импульса определяется его площадью, т.е. как амплитудой, так и длительностью. Стимулятор может генерировать импульсы фиксированной длительности: 0,05; 0,1; 0,2; 0,3; 0,5; 0,7 и 1,0 мс. В сформированных протоколах электромиографа длительность импульса, как правило, установлена 0,1 мс. При необходимости длительность можно изменять, например, при частичной денервации мышц длительность повышают до 1 мс, так как нерв становится плохо чувствительным к импульсам малой длительности, и амплитуда ответов может быть заниженной или вовсе отсутствовать. Длительность импульса больше 1 мс не применяется, так как в этом случае значительно увеличивается артефакт от раздражающего стимула, который деформирует нулевую линию между окончанием раздражающего стимула и началом регистрируемого сигнала. Интенсивность стимула регулируется плавно с клавиатуры компьютера. Интенсивность раздражения может регулироваться по току (от 0,1 до 100 мА) или по напряжению (до 0,5–500 вольт). Предпочтительнее использовать выход стимулятора по току, так как на возбуждающее действие оказывает влияние величина проходящего через ткань тока, а не величина напряжения. Кроме одиночных стимулов, возможна ритмическая подача стимулов или пачек стимулов с частотой от 0,1 Гц до 100 Гц. Стимуляторы реализуют режим подачи парных стимулов с регулированием межстимульного интервала, что необходимо при проведении методики с парной стимуляцией в тестировании синаптической передачи и Н-рефлекса.

Электроды при проведении исследования накладываются на двигательные точки мышц и нервов. При проведении количественных исследований ЭНМГ в динамике целесообразно для отведения биоэлектрической активности с одной и той же точки оставлять отводящие электроды на мышце, если повторные исследования проводятся через короткие промежутки времени (часы), либо проводить маркировку точек йодом или спиртовым раствором бриллиантовой зелени.

При установке биполярных поверхностных электродов на фиксированной платформе электроды располагают вдоль мышцы таким образом, чтобы один электрод находился над двигательной точкой, а другой был смещен от нее к сухожилию для того, чтобы получить максимальную разницу потенциалов. Расположение биполярных электродов поперек мышцы приводит к размещению обоих электродов в проекции цепочки концевых пластинок мышцы, которая проходит по экватору, и вследствие этого к занижению разности потенциалов. Использование биполярных электродов с большим межэлектродным расстоянием (более 20 мм) приведет к повышению амплитуды поверхностной ЭМГ, однако в этом случае будет наводиться активность с соседних мышц и искажать истинную амплитуду и структуру электромиограммы исследуемой мышцы.

В стимуляционной ЭМГ используют монополярное отведение, когда активный электрод расположен на двигательной точке, а референтный – на сухожилии мышцы. Избирательная активация мышц при стимуляции одного нерва не дает выраженного эффекта суммации биоэлектрической активности соседних мышц. Для хорошего контакта поверхностных электродов и кожи перед наложением электродов кожу обезжиривают 70° спиртом. Для улучшения контакта электрода с кожей (уменьшения переходного сопротивления) используют прокладки с физиологическим раствором либо смачивают электроды физиологическим раствором. Можно использовать электродную пасту.

При наличии помех (наводки) при записи ЭНМГ, несмотря на предварительное обезжиривание кожи, можно дополнительно растереть кожу в месте наложения электрода докрасна ваткой со спиртом или специальной абразивной пастой, что значительно снижает переходное сопротивление.

Вывод. Электроэнцефалография (ЭЭГ) не имеет противопоказаний и способна фиксировать малейшие изменения в активности нервных клеток, что ставит ее на порядок выше других методов диагностики неврологических заболеваний. Электронейромиография исследует функциональное состояние нервов и мышц, применяя искусственную стимуляцию периферического нерва с регистрацией ответа мышцы. При исследовании состояния коры мозга действуют наоборот: стимулируют раздражителями слуховую, зрительную и другие зоны и регистрируют ответ ЦНС.

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

- 1. Каковы основные отделы центральной нервной системы?*
- 2. Каково строение нейрона?*
- 3. Каковы функции различных отделов центральной нервной системы?*
- 4. Каким образом передается возбуждение в центральной и периферической нервной системе?*
- 5. Каковы электрофизиологические методы изучения центральной нервной системы?*
- 6. Дайте определение методики электроэнцефалографии. Каковы основные ритмы электроэнцефалограммы?*
- 7. Дайте определение электронейромиографии. С какой целью применяется этот вид исследования?*

ТЕСТОВЫЕ ВОПРОСЫ

- 1. Нервная регуляция функций в теле человека осуществляется с помощью**
 - а) Электрических импульсов
 - б) Механических раздражений
 - в) Гормонов
 - г) Ферментов
- 2. Структурной и функциональной единицей нервной системы является**
 - а) Нервы
 - б) Нервная ткань
 - в) Нейроны
 - г) Нервные узлы
- 3. Рецепторы – это чувствительные образования, которые:**
 - а) Передают импульсы в ЦНС
 - б) Передают нервные импульсы со вставочных на исполнительные

- в) Воспринимают раздражения и преобразуют энергию раздражителей в процесс нервного возбуждения
- г) Воспринимают нервные импульсы от чувствительных нейронов

4. Пучки длинных отростков нейронов, покрытые соединительнотканной оболочкой и расположенные вне центральной нервной системы, образуют:

- а) Кору больших полушарий
- б) Нервы
- в) Спинной мозг
- г) Мозжечок

5. Соматическая нервная система управляет работой

- а) Скелетных мышц
- б) Сердца и сосудов
- в) Кишечника
- г) Почек

6. Нервные импульсы передаются в мозг по нейронам

- а) Двигательными
- б) Вставочными
- в) Исполнительными
- г) Чувствительными

7. Внешние раздражители преобразуются в нервные импульсы в:

- а) Нервных волокнах
- б) Телах нейронов ЦНС
- в) Рецепторах
- г) Телах вставочных нейронов

8. Длинный отросток нервной клетки

- а) Аксон
- б) Нейрон

- в) Дендрит
- г) Синапс

9. Нервы – это

- а) Нейронная цепь
- б) Скопление тел нейронов
- в) Пучки аксонов, выходящие за пределы мозга
- г) Рецепторы

10. Полушария головного мозга соединяются друг с другом:

- а) Мостом
- б) Мозолистым телом
- в) Средним мозгом
- г) Промежуточным мозгом

11. Короткий отросток нервной клетки

- а) Аксон
- б) Нейрон
- в) Дендрит
- г) Синапс

12. Нервные клетки отличаются от остальных наличием:

- а) Ядра с хромосомами
- б) Многоядерностью
- в) Сократимостью
- г) Отростки разной длины

13. Рефлекс, нервный центр которого лежит за пределами продолговатого мозга

- а) Кашель
- б) Глотание
- в) Слюноотделение
- г) Коленный

14. В мозжечке лежат центры регуляции

- а) Эмоций
- б) Координации движений
- в) Сосудистого тонуса
- г) Вдоха и выдоха

ГЛАВА 8.

ПРИБОРЫ И МЕТОДЫ ИЗМЕРЕНИЙ ПАРАМЕТРОВ ДЫХАТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ

§ 8.1. Дыхание

§ 8.2. Легочные объемы

**§ 8.3. Растяжимость и сопротивление
воздушных путей**

§ 8.4. Спирометр, спирометрия

**§ 8.5. Измерение сопротивления воздушных
путей и растяжимости легких**

**§ 8.6. Измерение газового обмена и
распределения газов**

§ 8.1. Дыхание

Дыхание – это весь процесс получения кислорода из атмосферного воздуха, снабжения им всех клеток тела, удаления из клеток углекислого газа и выведения использованных газов из организма в атмосферу.

Для оценки различных параметров процесса дыхания, диагностики и лечения заболеваний дыхательной системы используется самая разнообразная медицинская аппаратура. Ее можно разделить на две основные категории: диагностическая аппаратура и терапевтическая аппаратура для лечения заболеваний дыхательной системы.

Для диагностических исследований дыхательной системы, называемых *легочными функциональными тестами*, используется аппаратура двух различных типов. Приборы первого типа применяются для исследования механики дыхания и определения физических характеристик легких, приборы второго типа – для измерения диффузии газов в легких, распределения кислорода по клеткам тела и отведения углекислого газа.

К приборам для легочной терапии относятся системы для снабжения организма кислородом, оказания помощи при дыхании и управления процессом дыхания, увлажнения воздуха или кислорода и введения терапевтических средств с помощью ингаляции (распыления лекарственных средств).

Механические характеристики дыхания описывают способность человека втягивать в легкие воздух из атмосферы и выбрасывать из легких использованный воздух. Каждое легкое окружено мешком – плеврой (рис. 8.1).

Наружный (париетальный) листок плевры примыкает к внутренней поверхности грудной стенки и диафрагме, внутренний (висцеральный) покрывает легкое. Щель между листками называется плевральной полостью. При движении грудной клетки внутренний листок обычно легко скользит по наружному. Давление в плевральной полости всегда меньше атмосферного (отрицательное). В условиях покоя внутри-

плевральное давление у человека в среднем на 4 – 5 мм. рт. ст. ниже атмосферного.

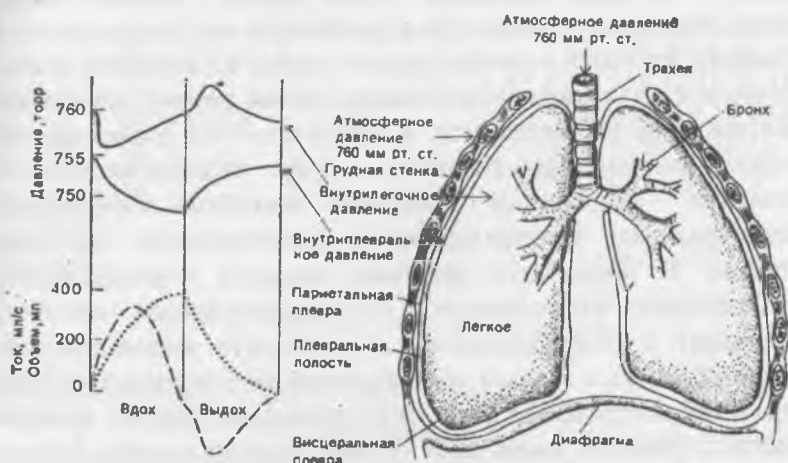


Рис. 8.1. Анатомо-физиологическое формирование процесса дыхания.

На эту способность влияют различные компоненты дыхательного пути, диафрагма и соответствующие мышцы, грудная клетка с относящимися к ней мышцами и характеристики самих легких. Для оценки каждого из этих факторов можно провести определенные тесты, но не существует единственного эксперимента, который позволил бы адекватно оценить общее функционирование дыхательной системы. Во время задержки дыхания при открытых верхних дыхательных путях давление во всех отделах легких равно атмосферному. Перенос O_2 и CO_2 между внешней средой и альвеолами легких происходит только при появлении разницы давлений между этими воздушными средами. Колебания альвеолярного или так называемого внутрилегочного давления возникают при изменении объема грудной клетки во время вдоха и выдоха.

Изменение альвеолярного давления на вдохе и выдохе вызывает движение воздуха из внешней среды в альвеолы и обратно. На вдохе возрастает объем легких. Согласно закону Бойля–Мариотта, альвеолярное давление в них уменьшается и в результате этого в легкие входит воздух из внешней среды. Напротив, на выдохе уменьшается объем легких, альвеолярное давление увеличивается, в результате чего альвеолярный воздух выходит во внешнюю среду. *Внутриплевральное давление* – давление в герметично замкнутой плевральной полости между висцеральными и париетальными листками плевры. В норме это давление является отрицательным относительно атмосферного. Внутриплевральное давление возникает и поддерживается в результате взаимодействия грудной клетки с тканью легких за счет их эластической тяги. При этом эластическая тяга легких развивает усилие, которое всегда стремится уменьшить объем грудной клетки. В формировании конечного значения внутриплеврального давления участвуют также активные силы, развиваемые дыхательными мышцами во время дыхательных движений.

§ 8.2. Легочные объемы

В число основных легочных исследований входят тесты, рассчитанные на определение легочных объемов. Эти параметры, зависящие от физических характеристик человека и состояния его дыхательной системы, показаны на рис. 8.2.

На рисунке представлен график, характеризующий процесс дыхания; время измеряется оправа налево. Вдох изображается смещением кривой вверх, выдох смещением кривой вниз. За несколькими циклами спокойного дыхания следует максимальный выдох и затем максимальный вдох; после этого пациент снова начинает дышать спокойно. По форме этой кривой можно определить различные легочные объемы следующим образом:

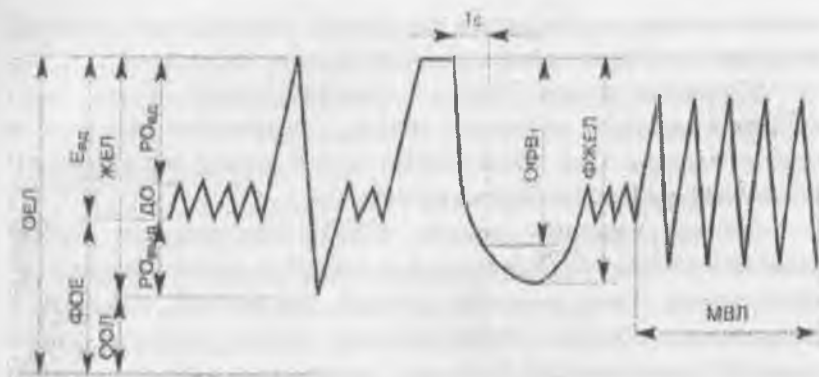


Рис. 8.2. Легочные объемы и емкости.

Дыхательный объем (ДО), или нормальная глубина дыхания, – объем газа, вдыхаемого или выдыхаемого при каждом нормальном, спокойном дыхательном цикле.

Резервный объем вдоха (РОВ) – максимальный объем воздуха, который можно вдохнуть с максимальным усилием после конечного нормального уровня вдоха. Конечный нормальный уровень вдоха – это уровень, который достигается в конце нормального, спокойного вдоха.

Резервный объем выдоха (РОВ_{выд}) – максимальный объем воздуха, который можно выдохнуть после достижения нормального конечного уровня выдоха с максимальным усилием. Конечный нормальный уровень выдоха – это уровень, который достигается в конце нормального, спокойного выдоха.

Остаточный объем (ОО) – объем газа, оставшийся в легких после максимального выдоха.

Жизненная емкость легких (ЖЕЛ) – максимальный объем газа, который может быть выдохнут из легких с максимальными усилиями после максимального вдоха. Она является разностью между уровнем максимального вдоха и остаточным объемом, процесс ее измерения не связан с определенными моментами времени. Жизненную емкость

легких можно определить и как сумму дыхательного объема, резервного объема вдоха и резервного объема выдоха.

Емкость вдоха (Евд) – максимальный объем газа, который можно вдохнуть после достижения конечного уровня выдоха. Она представляет собой сумму дыхательного объема и резервного объема вдоха.

Общая емкость легких (ОЕЛ) представляет собой количество газа, содержащееся в легких в конце максимального вдоха. Она является суммой жизненной емкости и остаточного объема. Общая емкость легких является также суммой дыхательного объема, резервного объема вдоха, резервного объема выдоха и остаточного объема.

Функциональная остаточная емкость (ФОЕ или FRC) – объем газа, остающийся в легких после обычного спокойного выдоха. Она представляет собой сумму остаточного и резервного объемов выдоха. ФОЕ можно также определить, вычтя из общей емкости легких емкость вдоха. Ее часто рассматривают как опорное значение при определении других объемов и емкостей, так как она более стабильна, чем конечный уровень вдоха.

Кроме этих объемов и емкостей, при исследовании механизма дыхания используются и другие, связанные с ними величины, например *минутный дыхательный объем*, характеризующий общие возможности дыхательного аппарата. Он определяет количество воздуха, вдыхаемого в течение 1 мин в спокойном состоянии. Его можно вычислить, умножив дыхательный объем на число циклов дыхания в минуту.

Для оценки мышечной мощности, проявляющейся в процессе дыхания, и сопротивления воздушных путей используются несколько форсированных испытаний системы дыхания. Среди определяемых при таких испытаниях величин назовем форсированную жизненную емкость (ФЖЕ), которая представляет собой результат измерения жизненной емкости, проведенного с максимально возможной скоростью. По определению ФЖЕ представляет собой общее количество воздуха, которое можно при максимальном усилии выдох-

нуть с максимальной скоростью после максимально возможного вдоха. Если измерения проводятся с учетом времени, необходимого для выполнения конкретного функционального испытания, то их называют временными измерениями жизненной емкости.

Величина, характеризующая максимальное количество газа, которое можно выдохнуть за данное время (в секундах), называется объемом форсированного выдоха (ОФВ или FEV). Обычно при обозначении этой величины используется индекс, указывающий число секунд, которое было затрачено на выполнение измерения. Например, обозначение ООВ_i (или FEV_i) указывает максимальное количество воздуха, которое можно выдохнуть за 1 с сразу после максимального вдоха, а обозначение ОФВ₃ (или FEV₃) – максимальное количество воздуха, которое можно выдохнуть за 3 с. Иногда ОФВ выражают в процентах форсированной жизненной емкости.

Так как измерения форсированной жизненной емкости часто бывает трудно проводить из-за возбуждения пациента или вследствие инерционности прибора, то измеряют величину, называемую максимальным потоком в середине выдоха (МПСВ или MMF). Этот поток измеряют в момент времени, соответствующий средней части кривой, характеризующей форсированную жизненную емкость (от уровня 25 % до уровня 75 %). Соответствующие измерения ОФВ (или FEV) обозначают ОФВ 25–75 %.

Важным измеряемым параметром является максимальная скорость выдыхаемого потока, которая представляет собой скорость потока во время выдоха первого литра газа после того, как будет выдохнуто 200 мл в начале объема форсированного выдоха. Она отличается от пикового потока, который представляет собой максимальную скорость воздушного потока, достигаемую в любой момент времени во время форсированного выдоха.

Полезный измеряемый параметр, который позволяет оценить дыхательный механизм в целом, максимальная емкость дыхания (МЕД или МВС) или максимальная

объемная вентиляция (МОВ или MVV). Она определяется максимальным количеством воздуха, которое можно вдохнуть и выдохнуть за определенный интервал времени, например за 15 или 20 с. Представляет клинический интерес и отношение максимальной емкости дыхания к жизненной емкости.

§ 8.3. Растяжимость и сопротивление воздушных путей

Описанные измерения объемов и емкостей, особенно форсированные, являются хорошими индикаторами *растяжимости* легких и грудной клетки и сопротивления воздушных путей. Однако возможны и прямые измерения этих параметров, и они часто используются при исследовании функционирования легких.

Для определения растяжимости, которая определяется как увеличение объема легких на единицу увеличения давления в легких, необходимо измерить вдыхаемый или выдыхаемый объем газа и давление в грудной клетке. Значения растяжимости обычно приводятся в литрах на сантиметр H_2O .

Сопротивление воздушных путей представляет собой отношение давления к потоку воздуха. Следовательно, для определения сопротивления воздушных путей в сантиметрах водяного столба на литр на секунду (см вод. ст./л/с) необходимо измерить внутриальвеолярное давление в сантиметрах водяного столба и потока воздуха в литрах в секунду. Большинство измерений сопротивления воздушных путей проводится в момент, соответствующий уровню функциональной остаточной емкости (конец выдоха) или вблизи нее.

§ 8.4. Спирометр, спирометрия

Для измерения дыхательных объемов чаще всего используется лабораторный прибор, называемый спиро-

графом. Его схематическое изображение приводится на рис. 8.3.

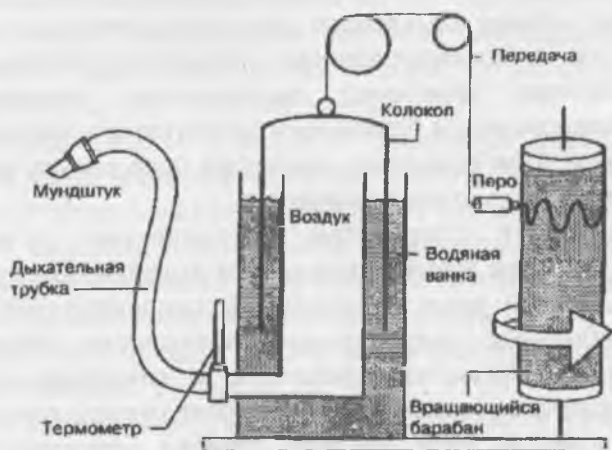


Рис. 8.3. Схематическое изображение спирографа.

С помощью спирографа можно измерить все объемы и емкости легких, которые могут быть определены путем измерения количества выдыхаемого газа при заданном наборе условий или в течение определенного интервала времени. К таким измерениям относятся измерения временной жизненной емкости и объема форсированного выдоха. С помощью спирометра нельзя определить лишь объемы и емкости, требующие измерения параметров газа, который не может быть выведен из легких ни при каких условиях. Сюда относятся измерения остаточного объема, функциональной остаточной емкости и общей емкости легких.

Обычный спирометр состоит из подвижного колпака (колокола), который открытым концом опущен в камеру с водой. Внутри колпака над поверхностью воды находится газ, которым будет дышать пациент. Колпак уравновешен грузом, что позволяет поддерживать газ внутри него под атмосферным давлением; при этом вес его части, находящейся над уровнем воды, пропорционален количеству газа в колпаке.

Дыхательная трубка соединяет рот пациента с газом под колпаком. Когда пациент дышит в трубку, колпак перемещается вверх и вниз при каждом выдохе и вдохе пропорционально объему вдыхаемого или выдыхаемого воздуха. К колпаку или к балансировочному механизму прикрепляется перо, которое записывает перемещение колпака на расположенном рядом барабанном регистраторе, называемом *кимографом*. При вращении кимографа перо рисует кривую, характеризующую дыхание пациента.

Существуют спирометры с колпаками различных объемов, но чаще всего используются колпаки объемом 9 и 13,5 л. Хорошо сконструированный спирометр оказывает очень небольшое сопротивление воздушному потоку, а колпак имеет малую инерционность. В кимографе используются различные скорости перемещения бумаги, чаще всего 32, 160, 300 и 1920 мм/мин. Прибор непосредственно регистрирует основной минутный объем, вентиляцию или максимальную дыхательную емкость. Эквивалентную вентиляцию для кислорода можно вычислить с помощью наклонных линий спирограммы для вентиляции и характеристик поглощения кислорода.

Безводные спирометры, которые также используются в клинических условиях, действуют по тому же принципу. Клиновой спирометр показан на рис. 8.3. В этом приборе вдыхаемый и выдыхаемый воздух попадает в камеру, ограниченную двумя параллельными металлическими крышками (типа кювет), соединенными шарнирами вдоль одного края. Пространство между этими крышками ограничивается гибкими мехами (подобными мехам кузнечного горна), образующими стенки камеры. Одна крышка, в которой находится входное отверстие для воздуха, прикреплена к корпусу прибора, а другая — свободно отклоняется и перемещается по отношению к первой. Когда воздух входит в камеру или выходит из нее, подвижная крышка изменяет свое положение, компенсируя изменение объема. Конструкция выполнена таким образом, что крышка перемещается даже

при очень малых изменениях объема. Хорошо сконструированный клиновой спирометр реагирует на почти необнаруживаемое давление воздуха в легких пациента. В приборе формируются электрические сигналы, пропорциональные объемам и параметрам потока воздуха, по которым можно определить все необходимые данные.

В аналогичном безводном спирометре объем камеры изменяется за счет перемещения легкого поршня, который при поступлении воздуха в камеру или при выходе воздуха из камеры свободно перемещается в цилиндре. Герметичность камеры обеспечивается уплотняющей прокладкой из силиконовой резины между поршнем и стенками камеры. Характеристики этого прибора аналогичны характеристикам клинового спирометра.

В приборах другой группы, называемых *электронными спирометрами*, с помощью электронных устройств по данным измерения воздушного потока вычисляются различные объемы и емкости (рис. 8.4.).



Рис. 8.4. Электронный спирометр с цифровым отсчетом.

Этот прибор позволяет записать результаты, аналогичные тем, которые получают на обычных спирометрах, и обеспечивает числовой отсчет измеряемых параметров. В нем применяются преобразователи воздушного потока различных типов, в которых используются такие устройства, как небольшие работающие от дыхания турбинки и нагретые проволочки, охлаждаемые проходящим через прибор при дыхании воздухом.

Бронхоспирометр представляет собой сдвоенный спирометр, который измеряет объемы и емкости каждого легкого отдельно. Устройство для ввода воздуха в прибор представляет собой трубку с двумя полостями; трубка раздваивается и каждый конец можно ввести в воздушный тракт каждого легкого; это обеспечивает изоляцию, позволяющую производить дифференциальные измерения. Основной функцией бронхоспирометра является предоперационная оценка поглощения кислорода в каждом легком.

Обычно на выходе спирометра получают *спирограмму* (рис. 8.5.) – запись, которая читается справа налево. В этом конкретном примере при вдохе перо перемещается вниз, а при выдохе – вверх. В некоторых спирометрах перо при вдохе перемещается вверх.

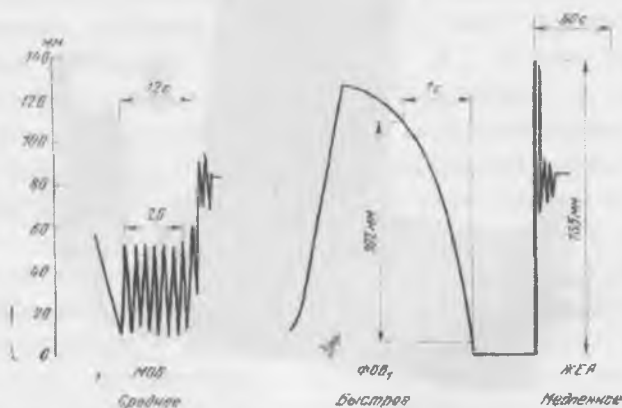


Рис. 8.5. Демонстрация записи некоторых параметров спирограммы.

Для получения спирограммы пациента просят дышать через мундштук спирометра. При этом нос зажимают специальным зажимом, так что все дыхание осуществляется через рот. Сначала регистрирующее устройство включают на малую скорость (обычно 32 мм/мин) для измерения жизненной емкости. Для получения показанной на рисунке спирограммы сначала пациент в течение короткого промежутка времени дышит спокойно в обычных условиях; это позволяет определить опорную или базовую линию. Затем его просят полностью выдохнуть и затем вдохнуть как можно больше воздуха, столько, сколько он может. При этом регистрируется жизненная емкость, эту запись можно видеть в правой части рисунка. В состоянии максимального вдоха пациент на короткое время задерживает дыхание, и за это время регистратор переключается на максимальную скорость записи (например, 1920 мм/мин). Затем пациента просят выдохнуть весь воздух как можно быстрее, при этом получается запись кривой ФОБ.

На рис. 8.5. показана запись максимальной объемной вентиляции (МОВ). При этом измерении регистратор переключается на промежуточную скорость. После короткого отдыха производится запись нескольких циклов обычного дыхания. Затем пациента просят вдыхать и выдыхать как можно быстрее в течение 10 с.

Большинство спирометрических измерений повторяется два или три раза. В качестве конечного результата выбирают максимальные значения, так как это гарантирует, что пациент выполнил тест с максимальными для него возможностями. Одни приборы калиброваны для непосредственного отсчета результатов, в других высоту записанной кривой нужно преобразовать в литры с помощью калибровочного коэффициента для этих приборов, который называется *спирометрическим* (его можно взять из таблицы или из графика).

Кроме спирограммы, существуют и другие виды выходных сигналов, в том числе и цифровой отсчет (особенно часто в безводных и электронных спирометрах). Некоторые

приборы имеют даже встроенные вычислительные блоки, которые позволяют автоматически вычислять объемы и емкости по данным основных измерений.

При использовании спирометров (и большинства других приборов для исследования специальных легочных функций, которые мы рассмотрим ниже) чаще всего возникают трудности, связанные с поведением пациента. Измерения ФОВ, например, не будут правильными, если пациент не будет прилагать всех своих усилий, чтобы выдохнуть весь воздух так быстро, как он только может. Важной частью методики проведения этих измерений является объяснение пациенту смысла и правил выполнения этой процедуры и стремление обеспечить его полное сотрудничество. При наличии опыта и большой практики медсестры, врачи или технические специалисты, проводящие эти измерения, внимательно наблюдая за пациентом и за записью спирограммы, обычно могут сказать, делает ли пациент все, что он может. Например, наличие скачков или разрывов на кривой ФОВ указывает, что пациент не прикладывает всех своих усилий в течение всего измерения.

Другой возможной причиной неточности при спирометрических измерениях являются утечки воздуха. Во время записи сигналов спокойного дыхания в начале измерений необходимо убедиться, что средний уровень изменения дыхательного объема не имеет постепенного дрейфа. Наличие такого дрейфа указывает, что воздух уходит из замкнутой камеры прибора или из соответствующих соединительных трубок. Утечки необходимо обнаружить и устранить, только в этом случае можно получить правильные результаты.

В клинических условиях используются и другие приборы, которые выполняют некоторые функции спирометра, например *индикатор легочных функций* (рис. 8.6).

По результатам единственного форсированного выдоха с помощью преобразователя с нагретой проволокой (этот тип преобразователя используется в некоторых электронных спирометрах) этот прибор вычисляет пиковый поток воздуха,

ООВ, ООВ_з, ЖЕЛ и каждый ФОВ в процентах от ЖЕЛ. Результаты выводятся на измерительный прибор.

Другие приборы такого типа дают распечатку результатов, что позволяет обеспечить постоянную регистрацию.

МОВ можно измерить также с помощью трубки, через которую пациент быстро дышит воздухом из резинового баллона, заполненного известным количеством газа. По мере того как пациент дышит в течение 15 с, воздух из баллона выходит; в конце опыта измеряют изменение объема баллона. Приближенные значения МОВ можно определить с помощью таблицы, которая прикладывается к прибору.



Рис. 8.6. Индикатор легочных функций.

С помощью спирограммы и выходных данных приборов, описанных выше, можно определить все объемы и емкости легких, кроме тех, определение которых требует измерения объемов воздуха, остающегося в легких и в воздушных путях после максимального выдоха. Среди таких параметров можно назвать ФОВ и ОЕЛ.

Остаточный объем можно измерить, используя смесь инертных газов. Для таких исследований необходим газоанализатор.

При методе *замкнутого контура* (рис. 8.7) пациент дышит заполняющим спирометр маркерным газом (водородом или чаще гелием), объем и концентрация которого известны. Через несколько минут, когда легочный и маркерный газы полностью перемешаются, измеряют объем и концентрацию газов и по их пропорции вычисляют остаточный объем.



Рис. 8.7. Проведение спирографии методом замкнутого контура: вдох и выдох осуществляются через аппарат.

При методе *открытого контура*, или при методе *вымывания азота*, пациент дышит чистым кислородом и выдыхает в спирометр, из которого удален кислород. Если пациент дышит воздухом, то остающийся в его легких газ содержит 78 % азота. Когда он начинает дышать чистым кислородом, то кислород смешивается с остающимся в легких газом и при каждом цикле дыхания некоторое количество азота будет «вымываться» из легких. Измеряя количество азота в каждом

выдохе, можно построить кривую вымывания, по которой можно вычислить объем воздуха, который оставался в легких в начале эксперимента. Наиболее удобным для начала проведения таких измерений участком цикла дыхания является конец нормального выдоха, который представляет собой ФОЕ.

Функциональная остаточная емкость (ФОЕ, FRC) определяется методом бодиплетизмографии. Этот метод позволяет определять все объемы и емкости легких, в том числе те, которые не определяются спирографией. К последним относятся: остаточный объем легких (ООЛ) – объем воздуха (в среднем – 1000–1500 мл), остающийся в легких после максимально глубокого выдоха; функциональная остаточная емкость (ФОЕ) – объем воздуха, остающийся в легких после спокойного выдоха. Определив указанные показатели, можно рассчитать общую емкость легких (ОЕЛ), представляющую собой сумму ЖЕЛ и ООЛ.

При помощи бодиплетизмографии определяют такие показатели, как общее и специфическое эффективное бронхиальное сопротивление, необходимые для характеристики бронхиальной обструкции.

В отличие от предыдущих методов исследования легочной вентиляции, результаты бодиплетизмографии не связаны с волевым усилием пациента и являются наиболее объективными.

Бодиплетизмография является одним из наиболее сложных методов исследования механики дыхания, который позволяет определить сопротивление бронхов, общую емкость легких, уменьшение которой позволяет судить о степени выраженности рестриктивной патологии, резервный объем выдоха, остаточный объем легких, емкость вдоха и ряд других параметров, таких как сопротивление дыхательных путей воздушному потоку.

Бодиплетизмография – метод исследования функции внешнего дыхания путем сопоставления показателей спирографии с показателями механического колебания грудной

клетки во время дыхательного цикла. Метод базируется на использовании закона Бойля, который описывает постоянство соотношения давления (P) и объема (V) газа в случае неизменной (постоянной) температуры:

$$P_1V_1 = P_2V_2, \quad (8.1)$$

где P_1 – начальное давление газа; V_1 – начальный объем газа; P_2 – давление после изменения объема газа; V_2 – объем после изменения давления газа.

Методика исследования: Пациента усаживают в специальную закрытую герметическую кабину с постоянным объемом воздуха (рис. 8.8, 8.9).

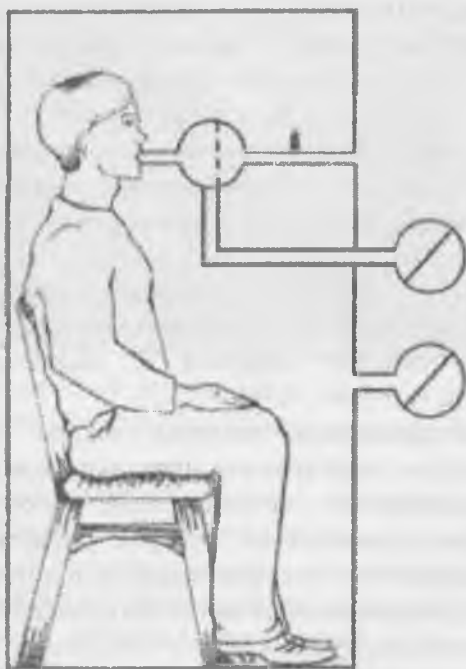


Рис. 8.8. Плетизмограф для тела – бодиплетизмограф (схема).



Рис. 8.9. Проведение бодиплетизмографии.

Пациент дышит через мундштук, соединенный с открытой в атмосферу дыхательной трубкой. Открытие и закрытие дыхательной трубки производится автоматически с помощью электронного устройства. Во время исследования вдыхаемый и выдыхаемый поток воздуха пациента измеряют с помощью спирографа. Движение грудной клетки во время дыхания вызывает изменение давления воздуха в кабине, которое фиксируется специальным сенсором давления. Пациент спокойно дышит. При этом измеряется сопротивление дыхательных путей. В конце одного из выдохов на уровне ФОЕ дыхание пациента кратковременно прерывается путем перекрытия дыхательной трубки специальной заглушкой, после чего пациент делает несколько волевых попыток вдохов и выдохов при закрытой дыхательной трубке. При этом воздух (газ), содержащийся в легких пациента, на выдохе сжимается, а на вдохе разрежается. В это время производятся измерения давления воздуха в ротовой полости (эквивалент альвеолярного давления) и внутри грудного объема газа (отображение колебаний давления в герметической кабине). В соответствии с вышеупомянутым законом Бойля, проводится вычисление функциональной остаточной

емкости легких, других объемов и емкостей легких, а также показателей бронхиального сопротивления.

§ 8.5. Измерение сопротивления воздушных путей и растяжимости легких

Так как для определения растяжимости легких и сопротивления воздушных путей необходимо измерить давление, то методы измерения внутриальвеолярного и плеврального давлений занимают важное место в работе функциональных легочных лабораторий. К сожалению, измерение этих давлений связано с целым рядом трудных проблем, вызванных в первую очередь недоступностью полостей тела, в которых они должны быть выполнены. Поэтому были разработаны косвенные методы.

Плетизмограф для всего тела можно использовать для измерений внутриальвеолярного давления. При этих измерениях заслонка в дыхательной трубке открывается. Так как вдыхаемый воздух забирается из камеры, то давление или изменение объема в камере противоположны изменениям давления в легких. Так как при перекрытой дыхательной трубке давление во рту и внутриальвеолярное совпадают, то данные для калибровки измерений получают следующим образом: в начале исследований пациента просят дышать в течение нескольких секунд при закрытой заслонке.

Сопротивление воздушных путей можно определить, измеряя одновременно внутриальвеолярное давление и воздушные потоки в плетизмографе для всего тела. В дыхательной трубке можно установить любой преобразователь воздушного потока. Однако для этих целей наиболее широко используется *пневмотахометрия* – метод функционального исследования верхних дыхательных путей, а также проходимости бронхов. При помощи этого метода удаётся выявить нарушения проходимости в трахее, крупных, средних и мелких бронхах на ранней стадии, а также диагностировать бронхиальную астму. Процедура проводится

при помощи пневмотахометра, через который пациенту необходимо сделать несколько вдохов и выдохов, притом с максимальным усилием, что позволяет вычислить пиковую скорость движения воздуха и судить о проходимости верхних дыхательных путей.

Для пневмотахометрии нет ни возрастных, ни каких-либо других ограничений, однако для постановки точного диагноза необходимо сообщить врачу свои рост, вес и возраст из них складывается норма для показателей прибора и по отклонениям от неё вычисляется степень дыхательной недостаточности.

В пневмотахометре (рис. 8.10) используется следующий принцип: поток воздуха, проходя через сопло, создает перепад давлений по диаметру сопла, который зависит от скорости воздуха.



Рис. 8.10. Проведение пневмотахометрии.

В наиболее распространенных пневмотахометрах сопло образуется набором капилляров или перфорированным металлическим экраном. Так как поперечное сечение сопла фиксировано, то разность давлений можно откалибровать так, что она будет точно характеризовать параметры потока. Для измерения разности давлений можно использовать два преобразователя давлений или дифференциальный преобразователь давления.

Пневмотахометрию обычно назначают при затруднениях дыхания и лечении заболеваний верхних дыхательных путей для проверки эффективности этого лечения.

При измерениях интраторакальных давлений в пищевод пациента вводится баллон, который таким образом попадает в грудную клетку. Так как этот баллон испытывает интраторакальное давление, то, измеряя это давление относительно давления во рту с помощью какого-либо дифференциального преобразователя давления, мы получим разность этих давлений, откуда легко определить искомую величину.

При обнаружении препятствий или помех в малых воздушных путях в легких часто используют измерение *объема замыкания* — объема, при котором некоторые зоны легких не вентилируются, что вероятнее всего происходит из-за повреждений воздушных путей. Для определения этого объема можно использовать два метода. При использовании *метода шарика* (bolusmethod) небольшое количество маркерного газа (обычно аргона, ксенона или гелия) вдыхается и попадает в остаточный объем. Затем пациента просят дышать воздух до тех пор, пока не достигнет максимального для него уровня вдоха, и затем выдыхать его так *медленно*, как только можно. Пациенты со средним объемом легких могут выполнить такой выдох за 8–10 с. Во время этого выдоха наблюдают за концентрацией маркерного газа во рту; затем эти данные сопоставляют с объемом легких.

При втором методе в качестве маркерного газа используется остаточный азот в легких. В процессе проведения измерений пациент заполняет легкие чистым кислородом и затем выдыхает весь воздух с максимальным усилием. При этом строится график зависимости концентрации азота в выдыхаемом воздухе от изменяющегося объема легких. При достижении определенного значения концентрация азота внезапно начинает возрастать более резко.

Объем замыкания представляет собой разность между этим значением и значением остаточного объема; обычно он выражается в процентах жизненной емкости легких пациента.

§ 8.6. Измерение газового обмена и распределения газов

При попадании воздуха в легкие должен произойти обмен кислородом и двуокисью углерода между воздухом и кровью в легких и между кровью и клетками в тканях тела. Кроме того, газы должны транспортироваться кровью от легких к тканям тела. Смещение газов в легких, вентиляции альвеол и обмен кислородом и двуокисью азота между воздухом и кровью в легких – все эти процессы происходят в результате *диффузии*. Диффузия представляет собой перемещение молекул газа из точек с более высокой концентрацией в точки с меньшей концентрацией для выравнивания разности концентраций. Этот процесс может происходить тогда, когда газ в камере распределен неравномерно или когда с двух сторон проницаемой для газа мембраны существует разность концентраций газа. Для определения эффективности газового обмена и диффузии необходимо измерить количество газов (кислорода и двуокиси углерода) и в выдыхаемом воздухе, и в крови. Количественное содержание кислорода или двуокиси углерода в выдыхаемом воздухе можно измерить с помощью *газовых анализаторов* различного типа. Небольшая проба анализируемой смеси газов вводится в камеру, объем которой можно измерить. Затем в камеру вводится жидкость, которая поглощает один из газов (например, кислород). Когда кислород будет поглощен жидкостью, объем пробы соответствующим образом уменьшится. Разность объемов до и после поглощения кислорода равна количеству кислорода, которое содержалось в пробе. Процесс повторяется, но при этом в камеру вводят жидкость, которая поглощает двуокись углерода.

Количественное содержание различных газов в выдыхаемом воздухе можно также определить и с помощью газового хроматографа, в котором газы разделяются в процессе протекания их через

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Каковы физические основы процесса дыхания?
2. Каковы основные показатели процесса дыхания?
3. Что такое легочные объемы?
4. Дайте определение растяжимости и сопротивления воздушных путей.
5. В чем заключается принцип измерения легочных объемов или спирометрия?
6. Каково устройство спирометра?
7. Какие приборы еще применяются для изучения состояния органов дыхания?
8. Какими методами проводится измерение газового обмена и распределения газов?

ТЕСТОВЫЕ ВОПРОСЫ

1. Какой из перечисленных легочных объемов или емкостей могут быть измерены спирометрически?

- а) Функциональная остаточная емкость
- б) Физиологическое мертвое пространство
- в) Остаточный объем
- г) Общая емкость легких
- д) Жизненная емкость легких

2. В каких капиллярах гипоксия вызывает вазоконстрикцию?

- а) Коронарных
- б) Легочных
- в) Церебральных
- г) Мышечных
- д) Кожных

3. Какой объем остается в легких после выдоха дыхательного объема

- а) Дыхательный объем
- б) Жизненная емкость легких
- в) Резервный объем выдоха
- г) Остаточный объем
- д) Функциональная остаточная емкость
- е) Емкость вдоха
- ж) Общая емкость легких

4. Функция нехарактерная для дыхательной системы -это:

- а) депонирование крови
- б) участие в липидном обмене
- в) участие в белковом обмене
- г) внешнее дыхание

5. Наиболее важная функция дыхательной системы -это:

- а) синтез тромбопластина и гепарина
- б) терморегуляционная
- в) очистка воздуха
- г) внешнее дыхание

6. Группа туристов по канатной дороге поднялась на гору высотой 3000 метров. Как изменится у них дыхание?

- а) увеличится глубина дыхания
- б) увеличится частота дыхания
- в) увеличится частота и глубина дыхания
- г) дыхание не изменится
- е) уменьшится глубина и частота дыхания

7. К разновидностям бронхиального дыхания не относится:

- а) амфорическое дыхание;
- б) металлическое дыхание;
- в) жесткое дыхание

8. Укажите части дыхательной системы, которые входят в состав нижних дыхательных путей:

- а) гортань (larynx)
- б) ротовая часть глотки (pars oralis pharyngis)
- в) трахея (trachea)
- г) носовая часть глотки (pars nasalis pharyngis)

ГЛАВА 9.

РЕНТГЕНОВСКИЕ МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

§ 9.1. Устройство рентгеновской трубки

§ 9.2. Свойства рентгеновских лучей

**§ 9.3. Рентгеновское изображение,
рентгеновские снимки**

§ 9.4. Компьютерная томография

**§ 9.5. Обеспечение безопасности рентгеноло-
гических исследований**

§ 9.1. Устройство рентгеновской трубки

Рентгеновские лучи — это электромагнитное излучение, занимающее спектральную область между ультрафиолетовым и гамма-излучением. Возникают при торможении быстрых электронов в веществе и обладают высокой проникающей способностью. Рентгеновское излучение используется в дефектоскопии и медицине.

В 1895 году немецкий физик Рентген, проводя опыты по прохождению тока между двумя электродами в вакууме, обнаружил, что экран, покрытый люминесцентным веществом (солью бария) светится, хотя разрядная трубка закрыта черным картонным экраном — так было открыто излучение, проникающее через непрозрачные преграды, названное Рентгеном *X-лучами*. Было обнаружено, что рентгеновское излучение, невидимое для человека, поглощается в непрозрачных объектах тем сильнее, чем больше атомный номер (плотность) преграды, поэтому рентгеновские лучи легко проходят через мягкие ткани человеческого тела, но задерживаются костями скелета. Были сконструированы источники мощных рентгеновских лучей, позволяющие просвечивать металлические детали и находить в них внутренние дефекты (рис. 9.1).



Рис. 9.1. Получение рентгеновского изображения, XIX в.

Возникновение и свойства рентгеновского излучения.

Источником рентгеновских лучей является рентгеновская трубка, в которой есть два электрода – катод и анод. При нагреве катода происходит электронная эмиссия. Электроны, вылетающие из катода, ускоряются электрическим полем и ударяются о поверхность анода. От обычной радиолампы (диода) рентгеновскую трубку отличает, в основном, более высокое ускоряющее напряжение (более 1 кВ).

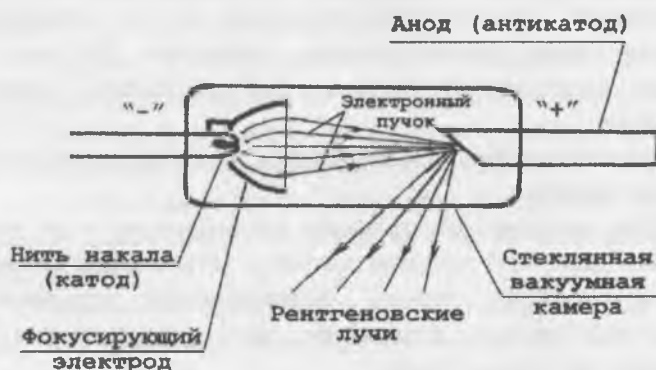


Рис. 9.2. Схематическое изображение рентгеновской трубки.

Когда электрон вылетает из катода, электрическое поле заставляет его лететь по направлению к аноду, при этом скорость его непрерывно возрастает. Электрон несет магнитное поле, напряженность которого растет с ростом скорости электрона. Достигая поверхности анода, электрон резко тормозится. При этом возникает электромагнитный импульс с длинами волн в определенном интервале (тормозное излучение). Распределение интенсивности излучения по длинам волн зависит от материала анода рентгеновской трубки и приложенного напряжения. При этом со стороны коротких волн эта кривая начинается с некоторой пороговой минимальной длины волны, зависящей от приложенного напряжения. Совокупность лучей со всеми возможными длинами волн образует непрерывный спектр, и длина волны,

соответствующая максимальной интенсивности, в 1,5 раза превышает минимальную длину волны.

Общая мощность рентгеновского излучения при этом составляет всего 0,1% от потребляемой мощности, остальная часть теряется, в основном, за счет перехода в тепло.

§ 9.2. Свойства рентгеновских лучей

За прошедший, сравнительно короткий период времени, рентгеновский лучи нашли широкий спектр применения, благодаря своим разнообразным свойствам. Из них, как наиболее важными свойствами для медицины, являются следующие.

1. Рентгеновские лучи *не видимы и не ощутимы нашими органами чувств*.

2. Они проходят по прямому направлению и их нельзя отклонять даже при помощи магнита. Отклонение их может быть обусловлено только специальными кристаллами. Посредством системы стеклянных линз рентгеновские лучи могут быть собраны в пучок.

3. Распространение рентгеновых лучей в пространстве проходит лучеобразно. Интенсивность излучения обратно пропорциональна квадрату расстояния от источника.

4. Рентгеновские лучи *проникают через тела* и при этом частично поглощаются. Размер поглощения прямо пропорционален 3-й степени длины лучевой волны и 4-й степени атомного веса или атомного числа для поглощающего вещества.

5. В то время как лучи поглощаются телами, возникают новые (диффузные или вторичные) лучи, характерные для поглощающего вещества.

Вторичные лучи возникают, если на атомный электрон поглощающего вещества с боку попадает рентгеновский луч. В результате этого приходящий в движение или колебание электрон принимает часть лучистой энергии, а луч проникает затем дальше, хоть и с меньшей энергией. Однако,

он уже отклонился от своего направления и его энергия меньше, длина волны больше, в результате чего он в дальнейшем дает более мягкое излучение. Это и есть вторичное излучение, которое на основании подобного механизма может образовывать третичные диффузные лучи. Если же рентгеновский луч попадает прямо на атомный электрон поглощающего вещества, то он передает электрону всю энергию. Лучистая энергия превращается в кинетическую энергию выбрасываемого электрона, являющегося уже фотоэлектроном, и тем самым первоначальный луч погашен. Это — простая абсорбция.

Во время проникновения рентгеновского луча через поглощающее вещество, естественно возникает существенное вторичное излучение, значительно мешающее рентгеновской картине, основанной на абсорбции.

6. Рентгеновские лучи *вызывают почернение фотографической пластинки*, т. е. вызывают те же изменения, как и видимые лучи.

7. Некоторые *вещества* (платино-цианистоводородный барий, вольфрамовая известь) *флуоресцируют под влиянием рентгеновых лучей*.

8. Рентгеновские лучи *вызывают в некоторых веществах химические реакции*.

9. Рентгеновские лучи *изменяют проводимость некоторых веществ* (селена).

10. Некоторые *газы светятся под влиянием рентгеновских лучей* проводниками (ионизируются).

11. Рентгеновские лучи *вызывают в живом организме биологические изменения*. Из-за их биологического действия возникла необходимость количественного определения рентгеновых лучей, применяемых для терапевтических или диагностических целей.

Физическая единица рентгеновского излучения, международно установленная в 1928 году в Стокгольме — «рентгеновская единица», сокращенно R_0 .

Международная единица дозы рентгеновых лучей определяется тем количеством рентгеновых лучей, которое при полном использовании вторичных электронов и во избежание пристеночных действий ионизационной камеры вызывают в 1 см³ атмосферного воздуха (при температуре 0° и давлении в 760 мм рт. ст.) такую проводимость, что при токе насыщения измеряется заряд, равный 1 СГСЕ (СГСЕ – электростатическая единица), которая называется «1 рентгеновская единица» и обозначается R.

Качество рентгеновских лучей. Абсорбция лучей, как было указано выше, прямо пропорциональна третьей степени длины волны лучей. Таким образом, рентгеновские лучи с длинными волнами в большей степени абсорбируются телами, а их способность проникать в тела – меньше. Эти лучи называют мягкими лучами. Коротковолновые лучи абсорбируются менее и поэтому их проникающая способность больше. Это жесткие лучи.

§ 9.3. Рентгеновское изображение, рентгеновские снимки

Рентгеновское изображение является основным источником информации для обоснования рентгенологического заключения. По сути, это сложное сочетание множества теней, отличающихся друг от друга формой, величиной, оптической плотностью, структурой, очертанием контуров и т. п. Формируется оно на рентгенографической пленке, экране рентгеновского аппарата, электрорентгенографической пластине и других приемниках рентгеновского изображения при воздействии на них прошедшего через исследуемый объект неравномерно ослабленного пучка рентгеновского.

Система рентгенологического исследования состоит из четырех элементов: источника излучения, объекта исследования, приемника излучения и специалиста, проводящего исследование (рис. 9.3).

Источником излучения является рентгеновская трубка, закрепленная на штативном устройстве рентгеновского аппарата. Пучок рентгеновского излучения из трубки пропускают через исследуемую часть тела. Объектом исследования служит больной или при массовых профилактических исследованиях населения, здоровый человек. Согласно физическим законам, пучок рентгеновского излучения вследствие поглощения и рассеяния квантов в теле пациента, ослабляется. Однако степень этого ослабления неодинакова, потому что органы и ткани, через которые проходит пучок рентгеновского излучения, имеют различную плотность и химический состав. Часть энергии рентгеновского пучка при этом поглощается в теле обследуемого, что обуславливает биологическое действия излучения, то есть способность вызывать изменения в клетках, тканях и организме в целом.



Рис. 9.3. Получение рентгеновского снимка.

В качестве приемника излучения используется рентгеновская пленка, на которую нанесена эмульсия, содержащая галлоидные соединения серебра. Рентгеновское излучения обладает свойством разлагать эти соединения. На установленной на пути выхода кассете с рентгеновской пленкой регистрируется неоднородность выходящего пучка. Так получается рентгеновское изображение. Вместо пленки, на современных цифровых рентгеновских аппаратах, может

быть использована обычная бумага, на которую распечатывается изображение, полученное на экране монитора.

Следует сразу отметить, что рентгеновское изображение существенно отличается от фотографического, а также обычного оптического, создаваемого видимым светом. Известно, что электромагнитные волны видимого света, испущенные телами или отраженные от них, попадая в глаз, вызывают зрительные ощущения, которые создают изображение предмета. Точно так же, фотографический снимок отображает лишь внешний вид фотографического объекта. Рентгеновское же изображение, в отличие от фотографического, воспроизводит внутреннюю структуру исследуемого тела и всегда является увеличенным.

Рентгеновское изображение в клинической практике формируется в системе: рентгеновский излучатель (трубка) → объект исследования (обследуемый человек) → приемник изображения (рентгенографическая пленка, флюоресцирующий экран, полупроводниковая пластина). В основе его получения лежит неравномерное поглощение рентгеновского излучения различными анатомическими структурами, органами и тканями обследуемого. Как известно, интенсивность поглощения рентгеновского излучения зависит от атомного состава, плотности и толщины исследуемого объекта, а также от энергии излучения. При прочих равных условиях, чем тяжелее входящие в ткани химические элементы и больше плотность и толщина слоя, тем интенсивней поглощается рентгеновское излучение. И, наоборот, ткани, состоящие из элементов с низким атомным номером, обычно имеют небольшую плотность и поглощают рентгеновское излучение в меньшей степени. Установлено, что если относительный коэффициент поглощения рентгеновского излучения средней жесткости водой принять за 1, то для воздуха он составит 0,01; для жировой ткани — 0,5; карбоната кальция — 15, фосфата кальция — 22. Другими словами, в наибольшей степени рентгеновское излучение поглощается костями.

значительно в меньшей степени – мягкими тканями (особенно жировой) и меньше всего – тканями, содержащими воздух.

Неравномерное поглощение рентгеновского излучения в тканях исследуемой анатомической области обуславливает формирование в пространстве за объектом измененного или неоднородного пучка рентгеновских лучей (выходной дозы или дозы за объектом). По сути, этот пучок содержит в себе невидимые глазом изображения (изображения в пучке). Воздействуя на флюоресцирующий экран или рентгенографическую пленку, он создает привычное рентгеновское изображение. Из вышеизложенного вытекает, что для образования рентгеновского изображения необходимо неодинаковое поглощение рентгеновского излучения в исследуемых органах и тканях. Это абсорбционный закон так называемой рентгеновской дифференциации. Сущность его заключается в том, что любой объект (любая анатомическая структура) может обусловить появление на рентгенограмме (электро-рентгенограмме) или на просвечивающем экране отдельной тени только в том случае, если он будет отличаться от окружающих его объектов (анатомических структур) по атомному составу, плотности и толщине.

Рентгенограмма дает достоверное представление о структуре объекта, о строении органов и систем человека.

Изображение состоит из более светлых или темных участков соответственно областям неодинакового поглощения рентгеновского излучения в тканях и органах. В наибольшей степени поглощает излучение костная ткань. В проекции легких на рентгенограммах выделяются два светлых поля. В легких мало тканей, а воздух, заполняющий альвеолы и бронхи, слабо поглощает излучение. Между легочными полями видна тень, называемая срединной. Она составлена накладывающимися друг на друга тенями сердца, аорты, легочной артерии, грудных позвонков и грудины. Снизу легочные поля четко ограничены дугообразными контурами обеих половин диафрагмы. Все эти органы определяются раздельно потому, что вследствие естественных

условий — различной величины, плотности и химического состава — они по-разному поглощают рентгеновское излучение. Именно на этом свойстве — разного поглощения излучения различными органами и структурами тела — и основан рентгенологический метод исследования.

Способность органов и тканей из-за разной величины, плотности и химического состава неодинаково поглощать рентгеновское излучение называют естественной контрастностью органов по отношению друг к другу. Рентгенологическое исследование многих органов и систем, в частности, костей и легких, возможно именно благодаря естественной контрастности.

Однако, для рентгенологического исследования многих органов, условия естественной контрастности недостаточны. В частности, при рентгенологических исследованиях органов брюшной полости можно четко определить лишь тени позвонков и очертания диафрагмы. Кроме того, хорошо визуализируются светлые скопления газа в желудке и кишечных петлях. Однако изображение желудка и кишечника, мочевыводящих путей, органов малого таза практически дифференцировать невозможно из-за одинакового поглощения рентгеновских лучей этими органами и окружающими тканями. Для того, чтобы изображение желудка и отделов кишечника стало возможным, применяют методику искусственного контрастирования. Это означает, что в организм вводят специальные контрастные вещества, которые поглощают излучение гораздо сильнее, чем исследуемый орган. Примерами таких веществ являются сульфат бария, органические соединения йода и газы (кислород, закись азота и углекислый газ).

Таким образом, рентгеновское изображение — это получаемое на экране, на пленке или бумаге изображение исследуемой части тела, в котором различимы отдельные органы и ткани, благодаря их естественной контрастности или искусственному контрастированию.

Метод рентгенографии отличается большим количеством достоинств. Он прост и необременителен для больного. Снимки можно производить как в рентгеновском кабинете, так и непосредственно в операционной, перевязочной, гипсовальной или даже в палате с помощью передвижных рентгеновских установок. На снимках получается четкое изображение большинства органов. Некоторые из них, например, кости, легкие, сердце, хорошо различимы, благодаря рентгеновской контрастности. Другие органы ясно отображаются на снимках после их искусственного контрастирования. Снимок является документом, который может храниться долгое время. Его могут рассматривать многие специалисты и сопоставлять с предыдущими рентгенограммами, то есть изучать динамику болезни.

Показания к рентгенографии весьма широки. К рентгенографии не следует прибегать лишь при угрожающем состоянии больного, когда необходимо срочное оперативное вмешательство (например, при открытом пневмотораксе), а также при крайне тяжелом состоянии больного, когда любое исследование уже не может принести пользы, но вызывает лишь страдания.

Проведение исследования требует определенных правил. Снимки каждого органа должны быть проведены в двух взаимно перпендикулярных проекциях, обычно используют прямую и боковую проекции, так как снимок в одной проекции не всегда позволит отличить тень одного очага с уплотнением в центре от суммированных теней двух очагов. Снимки в двух взаимно перпендикулярных проекциях позволяют, кроме того, определить топографо-анатомические взаимоотношения органов.

При рентгенографии стремятся максимально приблизить исследуемую часть тела к кассете с пленкой, тогда изображение является наиболее резким и по размерам мало отличается от истинной величины изучаемого органа. Но существует методика рентгенографии, при которой снимаемый объект, наоборот, помещают сравнительно далеко

от пленки. В этих условиях ввиду расходящегося характера пучка рентгеновского излучения получается увеличенное изображение органа.

Различают обзорные и прицельные рентгенограммы. На обзорных получают изображение всего органа, на прицельных – лишь та его часть, которая интересует врача-исследователя, причем в оптимальной проекции, необходимой для выявления определенных деталей.

§ 9.4. Компьютерная томография

Метод неразрушающего послойного исследования внутренней структуры объекта, был предложен в 1972 году Годфри Хаунсфилдом и Алланом Кормаком, удостоенными за эту работу Нобелевской премии. Метод основан на измерении и сложной компьютерной обработке разности ослабления рентгеновского излучения различными по плотности тканями.

В компьютерном томографе рентгеновская трубка и приемник излучения движутся вокруг тела больного (рис. 9.4).



Рис. 9.4. Компьютерный томограф.

Пучок излучения регистрируется большим количеством (несколько сотен) ионизационных или сцинтилляционных камер. Если при обычной томографии и при рентгенографии на пленке отражаются лишь относительно грубые различия в поглощении излучения в разных участках объекта, то ионизационные камеры, вследствие их высокой чувствительности, улавливают даже ничтожные различия между поглощением излучения в различных тканях человеческого тела. Воспринятая датчиками информация, пройдя через усилитель, регистрируется компьютером в виде цифровой записи на матрицах и может быть преобразована в изображение на экране телевизора, откуда переснимается в виде своеобразной рентгенограммы либо записывается на магнитный диск. На компьютерных рентгенограммах, даже без искусственного контрастирования, достигается изображение анатомических структур головного мозга, легких и органов средостения, печени, поджелудочной железы, почек, органов таза. Так как движение рентгеновской трубки и датчиков происходит вокруг продольной оси тела больного, на снимках выделяют поперечные слои тела человека.

Спиральная компьютерная томография используется в клинической практике с 1988 года, когда компания SiemensMedical Solutions представила первый спиральный компьютерный томограф (КТ). Спиральное сканирование заключается в одновременном выполнении двух действий: непрерывного вращения источника – рентгеновской трубки, генерирующей излучение, вокруг тела пациента, и непрерывного поступательного движения стола с пациентом вдоль продольной оси сканирования z через апертуру гентри. В этом случае траектория движения рентгеновской трубки относительно оси z – направления движения стола с телом пациента, примет форму спирали.

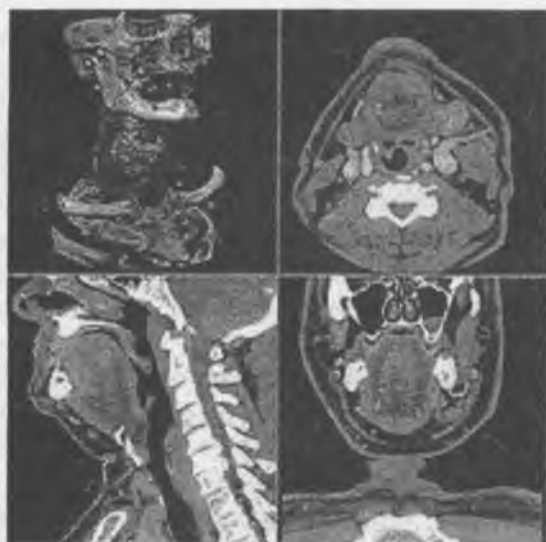


Рис. 9.5. Многослойная («мультиспиральная») компьютерная томография с внутривенным контрастным усилением и трёхмерной реконструкцией изображения.

В отличие от последовательной КТ скорость движения стола с телом пациента может принимать произвольные значения, определяемые целями исследования. Чем выше скорость движения стола, тем больше протяженность области сканирования. Важно то, что длина пути стола за один оборот рентгеновской трубки может быть в 1,5 – 2 раза больше толщины томографического слоя без ухудшения пространственного разрешения изображения.

Технология спирального сканирования позволила значительно сократить время, затрачиваемое на КТ-исследование и существенно уменьшить лучевую нагрузку на пациента.

В настоящее время методика получила свое дальнейшее развитие. Появились такие ее разновидности как многослойная компьютерная томография (МСКТ) (рис. 9.5).

Многослойная («мультиспиральная», «мультисрезовая» компьютерная томография – МСКТ) была впервые представлена компанией Elscint Co. в 1992 году. Принципиальное отличие МСКТ томографов от спиральных томографов предыдущих поколений в том, что по окружности гентри расположены не один, а два и более ряда детекторов. Для того, чтобы рентгеновское излучение могло одновременно приниматься детекторами, расположенными на разных рядах, была разработана новая – объёмная геометрическая форма пучка. В 1992 году появились первые двухсрезовые (двухспиральные) МСКТ томографы с двумя рядами детекторов, а в 1998 году – четырёхсрезовые (четырёхспиральные), с четырьмя рядами детекторов соответственно. Кроме вышеотмеченных особенностей, было увеличено количество оборотов рентгеновской трубки с одного до двух в секунду. Таким образом, четырёхспиральные МСКТ томографы пятого поколения на сегодняшний день в восемь раз быстрее, чем обычные спиральные КТ томографы четвертого поколения.

В 2004–2005 годах были представлены 32-, 64- и 128-срезовые МСКТ томографы, в том числе – с двумя рентгеновскими трубками. Сегодня же в некоторых клиниках имеются 320-срезовые компьютерные томографы, впервые представленные в 2007 году компанией Toshiba. Они позволяют не только получать изображения, но и дают возможность наблюдать почти «в реальном» времени физиологические процессы, происходящие в головном мозге и в сердце. Особенностью подобной системы является возможность сканирования целого органа (сердце, суставы, головной мозг и т. д.) за один оборот рентгеновской трубки, что значительно сокращает время обследования, а также возможность сканировать сердце даже у пациентов, страдающих аритмиями. Несколько 320-срезовых сканеров уже установлены и функционируют в России.

Основным недостатком метода остается высокая лучевая нагрузка на пациента, несмотря на то, что за время существования КТ её удалось значительно снизить.

Преимущество матричного массива детекторов заключается в том, что количество детекторов в ряду можно легко увеличить для получения большего количества срезов за один оборот рентгеновской трубки. Так как в адаптивном массиве детекторов меньше количество самих элементов, то меньше и число зазоров между ними, что дает снижение лучевой нагрузки на пациента и уменьшение электронного шума. Все вышеотмеченные нововведения, не только повышают пространственное разрешение, но, благодаря специально разработанным алгоритмам реконструкции, позволяют значительно уменьшить количество и размеры *артефактов* (посторонних элементов) КТ-изображений. Основным преимуществом МСКТ по сравнению с одно-срезовой СКТ является возможность получения изотропного изображения при сканировании с субмиллиметровой толщиной среза (0,5 мм).

Увеличение скорости сканирования достигается уменьшением времени оборота рентгеновской трубки, по сравнению с обычной спиральной КТ, в два раза – до 0,45–0,50 с.

Улучшение контрастного разрешения достигается вследствие увеличения дозы и скорости введения контрастных средств при проведении ангиографии или стандартных КТ-исследований, требующих контрастного усиления. Различие между артериальной и венозной фазой введения контрастного средства прослеживается более чётко.

Увеличение отношения сигнал/шум достигнуто благодаря конструктивным особенностям исполнения новых детекторов и используемых при этом материалов; улучшению качества исполнения электронных компонентов и плат; увеличению тока накала рентгеновской трубки до 400 мА при стандартных исследованиях или исследованиях тучных пациентов.

Эффективное использование рентгеновской трубки достигается за счёт меньшего времени работы трубки при стандартном исследовании. Конструкция рентгеновских трубок претерпела изменения для обеспечения лучшей

устойчивости при больших центробежных силах, возникающих при вращении за время, равное или менее 0,5 с. Используются генераторы большей мощности (до 100 кВт). Конструктивные особенности исполнения рентгеновских трубок, лучшее охлаждение анода и повышение его теплоёмкости до 8 000 000 единиц также позволяют продлить срок службы трубок.

Зона анатомического покрытия увеличена благодаря одновременной реконструкции нескольких срезов полученных за время одного оборота рентгеновской трубки. Для МСКТ установки зона анатомического покрытия зависит от количества каналов данных, шага спирали, толщины томографического слоя, времени сканирования и времени вращения рентгеновской трубки. Зона анатомического покрытия может быть в несколько раз больше за одно и то же время сканирования, по сравнению с обычным спиральным компьютерным томографом.

Лучевая нагрузка при многослойном спиральном КТ - исследовании при сопоставимых объёмах диагностической информации меньше на 30 % по сравнению с обычным спиральным КТ-исследованием. Для этого улучшают фильтрацию спектра рентгеновского излучения и производят оптимизацию массива детекторов. Разработаны алгоритмы, позволяющие в реальном масштабе времени автоматически уменьшать ток и напряжение на рентгеновской трубке в зависимости от исследуемого органа, размеров и возраста каждого пациента.

§ 9.5. Обеспечение безопасности рентгенологических исследований

Техника безопасности и охрана здоровья при работе с ионизирующими излучениями строго регламентированы специальными санитарными нормами и правилами. В этих документах определены требования по обеспечению безопасности труда медицинского персонала и больных. Знание и

строгое выполнение указанных требований необходимо всем медицинским работникам и, в первую очередь, врачам-клиницистам, которые принимают непосредственное участие в выполнении рентгенологических исследований курируемым больным. Это связано с тем, что при рентгенологических исследованиях медицинский персонал, пациенты и другие лица могут подвергаться воздействию прямого и рассеянного ионизирующего излучения. Все работники рентгенодиагностических кабинетов, лица, находящиеся в смежных и соседних помещениях, а также больные, подвергающиеся исследованию, должны быть защищены от вредного действия рентгеновских лучей.

Защитой называют совокупность устройств и мероприятий, предназначенных для уменьшения физической дозы излучения, воздействующей на человека, ниже предельно допустимой дозы. Согласно нормам радиационной безопасности, все лица, работающие в рентгенологических кабинетах и лица, которые по условиям профессиональной деятельности могут подвергаться воздействию источников излучения, должны постоянно контролировать предельно допустимые дозы облучения.

В порядке убывающей радиочувствительности установлены три группы критических органов:

1-группа – все тело, гонады, красный костный мозг;

2-группа – мышцы, щитовидная железа, жировая ткань, печень, почки, селезенка, желудочно-кишечный тракт, легкие, хрусталик глаза и другие органы, не входящие в первую и третью группы;

3-группа – кожный покров, костная ткань, кисти, предплечья, лодыжки, стопы.

Защита медицинского персонала, больных и населения от излучения, прежде всего, обеспечивается правильным размещением рентгенодиагностических кабинетов. Допускается лишь функционирование кабинетов в поликлиниках, встроенных в жилые здания, если смежные по вертикали и горизонтали помещения не являются жилыми. Рентгено-

диагностические кабинеты должны иметь отдельную от других помещений систему вентиляции. Рядом с входной дверью рентгеновского кабинета на высоте, не менее 1,6 м от пола, должно быть установлено световое табло белого или красного цвета с надписью «Не входить», автоматически загорающееся при включении рентгеновского аппарата.

Главными факторами противолучевой защиты являются стационарные и нестационарные устройства. Стационарными устройствами называют неподвижные сооружения – стены, перекрытия, защитные двери и ставни для окон процедурных помещений. Они обеспечивают защиту от прямого и рассеянного излучения всех лиц, находящихся в смежных с источником излучения помещениях. Для изготовления стен применяют кирпич, бетон, баритобетон, баритовую штукатурку. Барит содержит барий и потому сильно поглощает рентгеновское излучение. Двери в рентгениягностические кабинеты обивают листовым свинцом. В смотровые окна вставляют просвинцованное стекло.

Важнейшим фактором защиты персонала рентген-диагностических отделений и кабинетов является расположение рабочих мест врача и рентгенлаборанта от зон наивысшего уровня радиации. Во время рентгениягностических процедур следует стремиться к возможно большему расстоянию между рентгеновской трубкой и больным. Все перечисленные средства защиты должны обязательно проверяться не реже одного раза в год.

Вывод. Рентгенологический метод даёт возможность увидеть то, что скрыто в организме безо всякого вмешательства в его работу и целостность; оценить структурное и функциональное состояние практически всех органов и систем. Современные методики (цифровые, контрастные, томографические) в сотни раз уменьшают вторичное рассеянное облучение и снижают интенсивность вредного воздействия рентгеновского луча.

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. *Что такое рентгеновское излучение?*
2. *Каковы основные свойства рентгеновских лучей?*
3. *Что такое «повреждающее действие рентгеновских лучей»?*
4. *Как получается рентгеновский снимок?*
5. *Чем отличается метод компьютерной томографии от простого рентгеновского исследования?*
6. *Как обеспечивается безопасность при проведении рентгеновских исследований?*

ТЕСТОВЫЕ ВОПРОСЫ

1. В 1895 г. было открыто
 - а) рентгеновское излучение,
 - б) кино,
 - в) то и другое.
2. Клиническая лучевая диагностика берёт начало
 - а) в 1896 –,
 - б) в 1901 –,
 - в) в 1917 года.
3. Рентгеновские лучи это поток
 - а) электронов,
 - б) протонов,
 - в) фотонов.
4. К достоинствам цифровой рентгенографии относится
 - а) высокая разрешающая способность,
 - б) меньшая лучевая нагрузка,
 - в) большая пропускная способность.
5. Флюорография основана
 - а) на цифровой –,
 - б) прямой аналоговой –,
 - в) не прямой аналоговой технологии.

- 6. Диагностика атеросклеротического коронаросклероза наиболее оптимальна методом**
- а) КТ,
 - б) ПЭТ,
 - в) УЗИ.
- 7. Диагностика метастатического поражения костного скелета наиболее рациональна методом**
- а) остеосцинтиграфии,
 - б) КТ,
 - в) МРТ.
- 8. Какой процент диагнозов в клинике определяется с помощью рентгеновских лучей?**
- а) 50%,
 - б) 70%,
 - в) 80%.
- 9. Основным методом рентгенологического исследования является**
- а) рентгеноскопия,
 - б) рентгенография,
 - в) компьютерная томография.
- 10. Выберите оптимальную проекцию для рентгенографии пищевода**
- а) прямая передняя,
 - б) прямая задняя,
 - в) боковая.
- 11. Проникающая способность рентгеновских лучей зависит от**
- а) жёсткости,
 - б) интенсивности,
 - в) расстояния.

ГЛАВА 10.

ЭЛЕКТРОДЫ И ДАТЧИКИ В МЕДИКО- БИОЛОГИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ

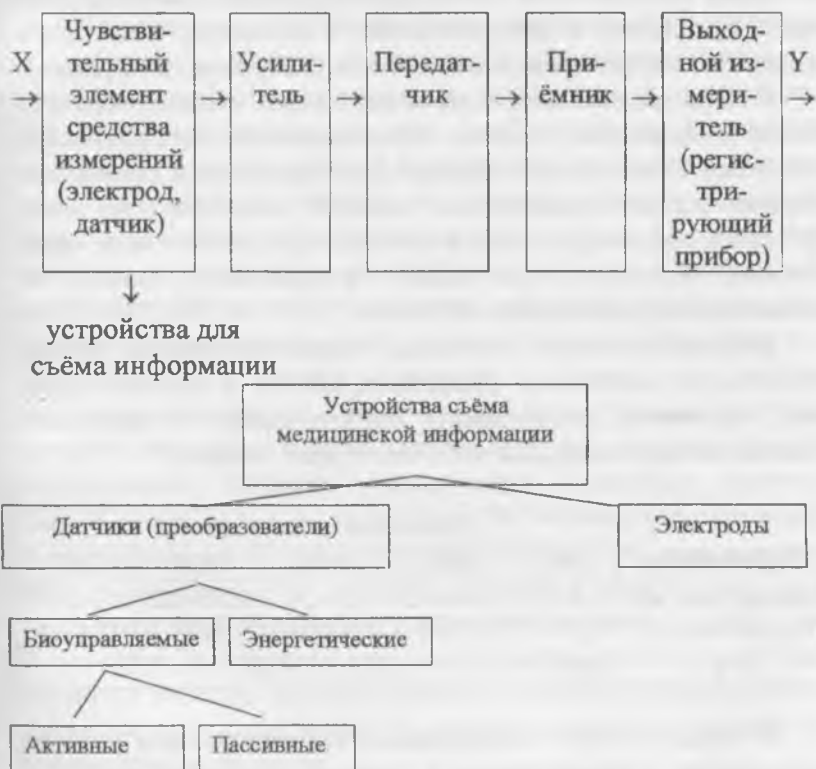
- § 10.1. Электроды для съема биоэлектрического сигнала**
- § 10.2. Датчики медико-биологической информации. Назначение и классификация датчиков. Погрешность датчиков**
- § 10.3. Основные характеристики датчиков**
- § 10.4. Система съема и преобразования электрофизиологических параметров**
- § 10.5. Методические приемы исследований**
- § 10.6. Система отбора и преобразования неэлектрических процессов**
- § 10.7. Области применения датчиков для измерения в определенных целях**
- § 10.8. Предварительная обработка биотелеметрической информации**
- § 10.9. Сжатие данных**
- § 10.10. Передача сигнала. Радиотелеметрия**
- § 10.11. Аналоговые регистрирующие устройства**
- § 10.12. Принцип работы медицинских приборов, регистрирующих биопотенциалы**
- § 10.13. Аналоговые регистрирующие устройства**
Различные системы регистрации непрерывной информации и их эксплуатационные характеристики. Понятие о двухкоординатных самописцах

§ 10.1. Электроды для съема биоэлектрического сигнала

Устройства для съема, передачи и регистрации медико-биологической информации.

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.

Ниже приводится общая структурная схема для регистрации, съема и передачи медицинской информации.



Электроды – это проводники специальной формы, с помощью которых часть электрической цепи, составляемая 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 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 (ЭКГ, ЭЭГ, ЭМГ, ЭОГ, ЭГГ).

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

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.

Биоэлектрические сигналы, характеризующие функциональную активность различных систем и органов человека, являются существенно слабوتочными и занимают область низких и инфранизких частот (см. таблицу).

<i>Параметры</i>	<i>Наименование метода</i>				
	<i>ЭКГ</i>	<i>ЭЭГ</i>	<i>ЭМГ</i>	<i>ЭОГ</i>	<i>ЭГГ</i>
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

В связи с этим обстоятельством важнейшим общим требованием, предъявляемым к разным электродам, является

требование минимума потерь полезного сигнала, особенно на переходном сопротивлении электрод - конса, 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.

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.

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 иридием и другие металлы, сплавы и химические соединения.

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

- 1) для однократного использования (в кабинетах функциональной диагностики и т.п.);
- 2) для длительного непрерывного наблюдения биоэлектрических сигналов (в условиях палат реанимации, интенсивной терапии);
- 3) для диагностического наблюдения (в условиях физических нагрузок в палатах реабилитации, в спортивной медицине);
- 4) для экстренного применения (в условиях неотложной терапии, скорой помощи).

§ 10.2. Датчики медико-биологической информации.

Назначение и классификация датчиков.

Погрешность датчиков

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, то есть определяются конкретными физическими представлениями входного незлектрического сигнала и выходного электрического сигнала, а также зависят от условий работы датчика.

Входными незлектрическими 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, ионное 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, то есть 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.

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.

Причинами погрешностей могут быть:

1) температурная зависимость функции преобразования,

2) гистерезис - запаздывание y от x даже при медленном изменении входной величины, происходящее в результате необратимых процессов в датчике;

3) непостоянство функции преобразования во времени;

4) обратное воздействие датчика на биологическую систему, приводящее к изменению показаний;

5) инерционность датчика (пренебрежение его временными характеристиками) и другие.

§ 10.3. Основные характеристики датчиков

В соответствии с разделением всех параметров на электро- и неэлектрофизиологические для их отбора используют либо электроды, либо специальные датчики, преобразующие соответствующие физиологические функции в электрические величины (изменения параметров электрических цепей или сигналов).

Датчики можно классифицировать по различным принципам: по назначению, виду выходного сигнала, принципу действия и т.д. Важнейшим из них является принцип работы датчика. В соответствии с этим критерием все датчики можно разделить на два основных класса: *параметрические* и *генераторные*.

В параметрических датчиках под воздействием входной величины λ изменяется какая-либо его характеристика, вызывающая, в свою очередь, изменение параметров сигнала на выходе активного элемента, в цепь которого включается датчик.

Генераторные датчики осуществляют непосредственное преобразование входной величины λ в электрический сигнал и. К ним относятся пьезоэлементы, термопары и др. Генераторные датчики наиболее приемлемы для биотелеметрии, так как не требуют источника энергии и специальных измерительных систем.

§ 10.4. Система съема и преобразования электрофизиологических параметров

Основная задача при регистрации биопотенциалов заключается в выборе рационального способа их отведения с помощью электродов от соответствующих областей организма.

Электроды. Электрофизиологические параметры обычно отводят с помощью электродов *монополярным* и *биполярным способами*. При монополярном отведении один электрод (b') (сигнальный) располагают в активной зоне, а другой (a')

(индифферентный) — в зоне, где электрическая активность органа или ткани пренебрежимо мала (рис. 10.1). При этом измеряют абсолютную величину биопотенциала. При биполярном отведении оба электрода размещают в активной области и отводят разность потенциалов.

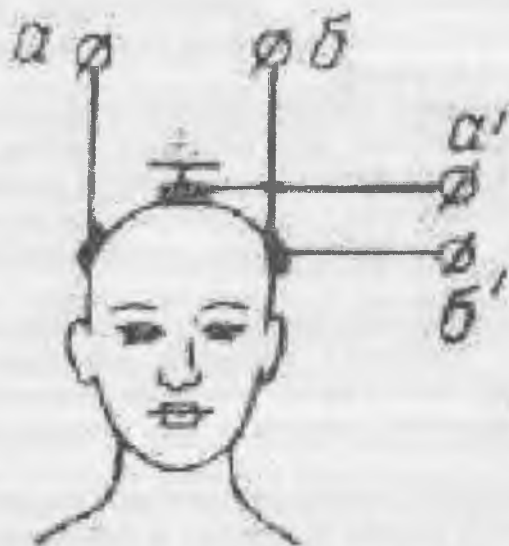


Рис. 10.1. Способы отведения биопотенциалов.
 $a-b$ — биполярное отведение; $a'-b'$ — монополярное отведение.

К конструкции и материалу электродов предъявляют ряд требований, определяемых условиями физиологического эксперимента и специфическими свойствами биообъекта. Так как живой ткани присуща реакция на любое инородное тело, с которым оно соприкасается, то материал электрода должен быть биологически инертным. Кроме того, размеры электрода должны быть по возможности минимальны: тканевая реакция выражена тем сильнее, чем больше инородное тело, и с его увеличением возрастает уровень физиологических и артефактных помех. Размер электрода нужно согласовать и с

радиусом пространственной корреляции измеряемого поля, чтобы в случае необходимости исключить эффект интегрирования. Вместе с тем, уменьшению размеров электрода препятствует требование высокой электропроводности и прочности, что имеет особенно большое значение в динамической биотелеметрии, где электроды подвергаются разнообразной механической нагрузке.

Особые требования предъявляют к электродам с точки зрения *помехоустойчивости*. Большинство специфических помех возникает именно на границе «электрод — поверхность отведения». Так, на границе раздела «электрод — кожный покров» в результате выделения пота или попадания влаги может образовываться электрохимический контакт, приводящий к возникновению ЭДС, которая может на несколько порядков превышать регистрируемый биопотенциал. Изменение степени прижатия электрода в процессе движения исследуемого вызовет изменение комплексного межэлектродного сопротивления и (как следствие) возникновение артефактных помех. В результате трения, появляющегося при движении биообъекта, на электродах может накапливаться статическое электричество, тоже искажающее отбираемую информацию. Следует также иметь в виду, что большинство наведенных помех попадает в тракт биотелеметрических систем через электроды. Все это свидетельствует об актуальности проблемы обеспечения высокой помехоустойчивости системы отбора физиологической информации.

Конструкция электродов в зависимости от задач измерения исследуемой биологической структуры может быть различной. Кроме отмеченных требований (хорошей электропроводности, нетоксичности, прочности, высокой помехоустойчивости) конструкция электродов должна предусматривать возможность надежного и удобного крепления. Наиболее широко в настоящее время в биотелеметрии применяют различные поверхностные электроды чашечного, серповидного, ленточного типа, с подпружиненными контак-

тами и т.д., а также игольчатые электроды и скобки Мишеля (при исследовании животных). Для отведения биопотенциалов от отдельных клеток и структур в электрофизиологии используют обычно стеклянные жидкостные микроэлектроды. Однако они хрупки, поэтому в биотелеметрии целесообразнее применять микроэлектроды на базе микропровода. В качестве электропроводящего материала применяют золото, серебро, платину, различные алюминиевые сплавы, латунь с гальваническим покрытием олова, нержавеющую сталь, материалы на графитовой основе. Следует отметить, что все металлические электроды (за исключением благородных материалов), в той или иной степени подвержены воздействию продуктов электролиза, которые наряду с разрушающим действием на электрод вызывают при длительной регистрации раздражение окружающих тканей. В этой связи возрос интерес к различного рода диэлектрическим электродам, в которых передача биопотенциалов осуществляется через емкость, образованную поверхностью отведения, металлическим слоем и диэлектриком, расположенным между ними. Однако существенным недостатком этих электродов являются высокое сопротивление, сложность и слабая помехоустойчивость по отношению к наведенным помехам. Форма электродов обычно определяется характером регистрируемых параметров и областью, от которой они отводятся.

§ 10.5. Методические приемы исследований

Электрокардиография — наиболее распространенный метод исследования и контроля состояния сердца. Регистрация биопотенциалов, сопровождающих сердечную деятельность, дает характерную кривую — электрокардиограмму (ЭКГ) с тремя положительными зубцами P , R и T направленными вверх, и двумя отрицательными зубцами Q и S , направленными вниз.

Для получения электрокардиограммы в одном отведении электроды могут быть наложены в принципе на любые две точки поверхности тела.

В настоящее время широко используются три так называемых стандартных отведения биопотенциалов – отведения от конечностей. Большое диагностическое значение имеют также грудные отведения между точками груди и конечности.

В космических полетах кораблей «Восток» регистрация электрической активности (биопотенциалов) сердца осуществлялась в грудных биполярных отведениях, получивших наименование *MX* и *DS* (названия отведений связаны с точками размещения электродов. *MX-manubrium-xiphoides* (основание - рукоятка грудины), *dextra - sinistra* (правая и левая точки в пятом межреберьи по среднеключевой линии). При этих отведениях получаются устойчивые и высококачественные записи в условиях активной деятельности космонавта.

Серьезной проблемой оказалось крепление электродов. Необходимо было надежно зафиксировать электроды на несколько суток при условии сохранения хорошего качества записи. Требовалось предупредить раздражение кожи и неудобства при длительном нахождении электродов на теле космонавтов. Наиболее удобными оказались электроды в виде серебряных дисков диаметром 15-20 и толщиной 0,3-0,5 мм. Для получения постоянного контакта электрода с кожей применялась специальная токопроводящая паста. Электроды фиксировались марлевой наклейкой или мягкими резиновыми шайбами.

Для долговременной фиксации электродов была разработана специальная съемная ляточная система (рис.10.2), на которой одновременно был размещен датчик дыхания.



Рис.10.2 Лямочная система фиксации электродов.
1 - электроды D-S, 2 - контактный датчик дыхания;
3 - угольный датчик дыхания; 4 - электроды М-Х.

Электроэнцефалография (ЭЭГ) – метод исследования электрической активности коры головного мозга. Электроэнцефалограмма представляет собой электрические колебания в диапазоне от нескольких герц до 100 и более герц. Наибольшее значение придается альфа-, бета- и дельта-волнам. Дельта-волны – медленные колебания частотой до 5 гц и амплитудой 20–100 мкВ. Эти волны характеризуют преобладание тормозного процесса в коре головного мозга. Бета-волны имеют колебания с частотой 15–30 Гц и амплитудой 20–70 мкВ. Преобладание этих волн в электроэнцефалограмме указывает на возбудительный процесс в коре головного мозга. Альфа-волны, отражающие состояние нормальной синхронизации всех нервных процессов и составляющие основу биопотенциалов мозга у здорового бодрствующего человека, имеют частоту 8–13 Гц и амплитуду 50–100 мкВ. Образец ЭЭГ с преобладанием альфа-ритма показан на рис. 10.3.

Получение ЭЭГ в течение длительного времени представляет огромные трудности в связи с необходимостью

размещения электродов на голове — области, где почти невозможно получить продолжительный постоянный контакт электродов с кожей. Кроме того, на электроэнцефалограмму накладываются помехи, связанные с мышечным напряжением.



Рис. 10.3. Образец электроэнцефалограммы.

Получение ЭЭГ в течение длительного времени представляет огромные трудности в связи с необходимостью размещения электродов на голове — области, где почти невозможно получить продолжительный постоянный контакт электродов с кожей. Кроме того, на электроэнцефалограмму накладываются помехи, связанные с мышечным напряжением.

Для регистрации потенциалов мозга в условиях космического полета была разработана специальная система фиксации электродов, размещаемая в шлемофоне. Электроды, изготовленные из чистого серебра, устанавливались в биполярном отведении лоб-затылок.

Электромиография (ЭМГ) — метод исследования мышечной активности. Запись биопотенциалов мышц — электромиограмма характеризуется амплитудой порядка 20–200 мкВ и частотой 20 – 500 Гц. Очень резкие движения могут сопровождаться биопотенциалами до 1-2 мВ.

На рис. 10.4 показаны ЭМГ и механограмма (запись двигательного акта), полученные с мышцы руки человека. Биопотенциалы появляются на 0,01 – 0,04 сек раньше, чем начинается двигательный акт. По временному сдвигу ЭМГ относительно механограммы, по амплитуде и частоте мышечных биопотенциалов можно судить о функциональном состоянии нервно-мышечного аппарата.



Рис. 10.4. Регистрация произвольного двигательного акта: а — электромиограмма; б — механограмма.

Отведение мышечных потенциалов у человека осуществляют серебряными электродами, накладываемыми на исследуемую мышечную поверхность. Фиксируют электроды путем прибинтовывания или наклеивания.

Электроокулография (ЭОГ) — метод исследования двигательной активности глаз. Запись разности потенциалов, возникающей при этом, носит название электроокулограммы. Для регистрации движения глаза электроды устанавливают непосредственно у глазницы. Образец ЭОГ показан на рис. 10.5.

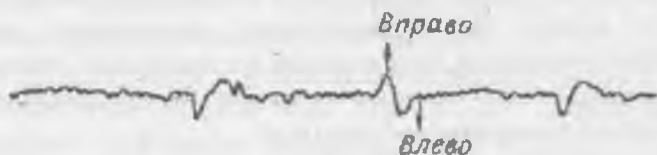


Рис. 10.5. Образец окулограммы.

Запись потенциалов движения глаза лучше всего вести с помощью усилителя постоянного тока. Тогда амплитуда записи будет пропорциональна величине перемещения глаза. При использовании усилителей переменного тока может быть зарегистрирована лишь скорость движения глаза или его ускорение. Методика электроокулографии имеет важное значение при выявлении различных нарушений вестибулярного аппарата, сопровождающихся окуломоторной асиммет-

рией и нистагмом (непроизвольные ритмичные колебания глаза частотой до 10–20 Гц).

Запись кожно-гальванической реакции. Между двумя точками кожной поверхности существует разность потенциалов, обусловленная деятельностью вегетативной нервной системы (обмен веществ, потоотделение, состояние сосудов, гидрофильность кожи). Участки, наиболее богатые потовыми железами, электроотрицательны, участки, бедные ими — электроположительны. В результате различных раздражений как боль, психическое напряжение, возбуждение органов чувств, происходит изменение разности потенциалов между двумя точками поверхности, связанное с возбуждением вегетативных центров головного мозга (метод И. С. Тарханова).

Стационарная разность потенциалов кожи равна 10–20 мВ на расстоянии 1 см между электродами; при раздражениях могут наблюдаться колебания до 100 и более милливольт. Кожно-гальваническую реакцию можно исследовать и путем измерения электропроводности кожи (метод Ферре). Электрическое сопротивление кожи изменяется в пределах от нескольких сотен до 100 000 Ом. Наименьшим сопротивлением обладают участки кожи на ладонной и подошвенной поверхности тела, на лбу и шее.

Один из вариантов расположения электродов при записи КГР показан на рис. 10.6.



Рис. 10.6. Расположение электродов для регистрации кожногальванической реакции.

Запись имеет вид прямой линии с колебаниями уровня, связанными с теми или иными раздражениями, например сильным звуком или психическим напряжением при решении в уме арифметической задачи (рис. 10.7).



Рис. 10.7. Кожно-гальваническая реакция при действии сильного звукового сигнала.

Между моментами раздражения и реакции имеется скрытый период, составляющий 1,5-2,5 сек. Реакция характеризуется определенной амплитудой и длительностью.

§ 10.6. Система отбора и преобразования неэлектрических процессов

Для отбора неэлектробиологических параметров используют датчики, работающие на самых различных принципах. Специфика этих датчиков – в основном, в их конструкции, и обуславливается она характером регистрируемого параметра и особенностями исследуемой биологической структуры. Кратко охарактеризуем те датчики физиологических процессов, которые наиболее часто используются в экспериментах.

Датчики дыхания. Для регистрации параметров дыхания используются датчики самых различных типов: реостатно-потенциометрические, контактные, магниторезистивные, термодатчики и др.

Наиболее просты по конструкции и в эксплуатации реостатно-потенциометрические датчики, представляющие собой переменное сопротивление, включаемое в измерительную схему, обычно мостового типа (рис. 10.8).

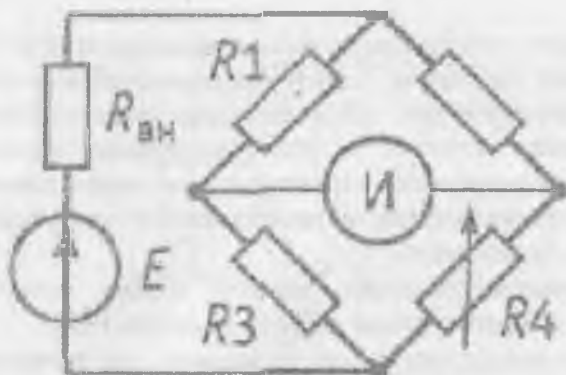


Рис. 10.8. Электрическая схема реостатно-потенциометрического датчика.

Достоинство мостовой схемы в том, что она позволяет относительно просто компенсировать погрешности, вызванные температурной нестабильностью. В качестве переменных сопротивлений в датчиках этого типа используется угольный порошок, помещаемый в резиновую трубку. При растяжении трубки изменяется ее длина ℓ , см, и сечение, что в соответствии с формулой

$$R = \rho \frac{l}{S}, \quad (10.1)$$

где ρ – удельное сопротивление заполнителя трубки, Ом·см; S – площадь внутреннего поперечного сечения трубки, см², приводит к изменению сопротивления датчика R .

Вместо угольного порошка трубка может быть заполнена электролитом или ртутью. При этом между относительным изменением сопротивления датчика и относительным удлинением стараются иметь линейную зависимость

$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{\Delta l}{l}. \quad (10.2)$$

Однако электролитические датчики во избежание разложения электролита и поляризации электродов можно

использовать только при питании переменной ЭДС. Ртутные же датчики не нашли широкого применения из-за токсичности наполнителя. Недостатками реостатно-потенциометрических датчиков с углеродистым наполнителем являются нелинейность характеристики, малая помехоустойчивость по отношению к динамическим нагрузкам, нестабильность показателей.

Потенциометрические датчики нашли применение в основной для регистрации частоты дыхания (ЧД).

Для регистрации вдоха и выдоха, продолжительности отдельных циклов дыхания используют также различные *магниторезистивные датчики* (МРД). Общий принцип построения МРД состоит в том, что механическое перемещение чувствительного элемента при вдохе и выдохе вызывает изменение магнитного потока, пронизывающего магниторезистор, что приводит к изменению его сопротивления. Основным преимуществом МРД является возможность бесконтактного регулирования сопротивления.

Для регистрации различных параметров, в том числе дыхания, широко применяются *емкостные датчики*, обладающие высокой чувствительностью, малыми габаритами и простой конструкцией. Емкость конденсатора, как известно, зависит от площади обкладок, расстояния между ними и диэлектрической проницаемости среды. Все эти параметры используются при конструировании емкостных датчиков.

Емкостной датчик может использоваться для регистрации не только частоты, но и глубины дыхания. Погрешность подобных датчиков определяется в основном влиянием температуры и влажности.

Для измерения параметров дыхания иногда применяют *метод импедансной реоплетизмографии* (РПГ). Принцип работы этого датчика основан на регистрации изменения импеданса грудной полости на протяжении дыхательного цикла. Функциональная схема канала регистрации РПГ приведена на рис. 10.9.

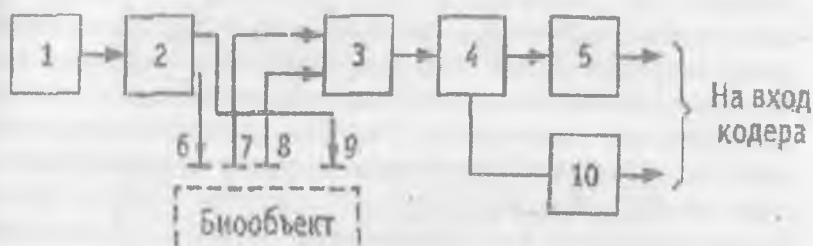


Рис. 10.9. Канала регистрации РПГ.

При реоплетизмографии обычно используют двух электродный или четырех электродный метод измерения. Причем последний наиболее часто, поскольку он позволяет лучше локализовать исследуемый участок тела и снизить требования к качеству наложения электродов. Схема работает следующим образом. Сигнал с выхода генератора 1 зондирующего сигнала с частотой 40 кГц поступает на стабилизатор тока 2, предназначенный для обеспечения стабильности амплитуды тока, подаваемого на биообъект с помощью токовых электродов 6, 9. Изменение сопротивления объекта приводит к амплитудной модуляции зондирующего сигнала, который регистрируется с помощью потенциальных (измерительных) электродов 7, 8. Усиленный АМ сигнал демодулируется линейным детектором 3, с выхода которого снимаются исходная 5 и дифференцированная РПГ 10 (см. рис. 10.10).

Для регистрации объема легочной вентиляции (ЛВ) можно использовать датчик, работающий по принципу крыльчатого анемометра. Поток вдыхаемого воздуха вращает крыльчатку, установленную на пути светового луча, создаваемого лампочкой, затем попадает на фотоэлемент (фотодиод) и вызывает пульсирующий ток в цепи. Число импульсов последнего пропорционально числу оборотов крыльчат.

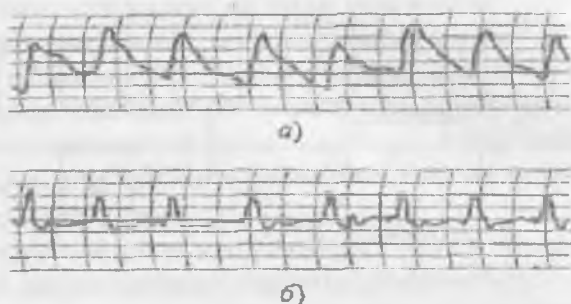


Рис. 10.10.

Конструктивно датчик ЛВ выполняется в форме маски, надеваемой на лицо. Его достоинствами являются относительно высокая помехоустойчивость, возможность измерять общий объем легочной вентиляции, объем вдоха в отдельных циклах дыхания, длительность фаз, частоту дыхания. Недостатки заключаются в сложности, неудобстве для испытуемого.

Параметры дыхания можно регистрировать, также с помощью вживляемых датчиков, измеряющих величину и продолжительность понижения внутригрудного давления.

Датчики параметров сердечно-сосудистой системы.

Кроме электрокардиограммы, снимаемой с помощью электродов, для оценки состояния сердечно-сосудистой системы используется магнитное поле сердца – *магнитокардиограмма* (МКГ) и комплекс неэлектрических параметров: скорость кровотока, давление, биохимический состав крови и др.

Первые биомагнитные поля сердца были зарегистрированы индукционными датчиками. В настоящее время для измерения биомагнитных полей используются магнитометры различного типа – сверхпроводящие квантовые интерференционные датчики (СКИД), квантовые магнитометры с оптической накачкой (МОН), индукционные магнитометры (ИМ), основанные на эффекте Фарадея, и др.

Принцип действия СКИД основан на явлении сверхпроводимости, возникающей обычно при сверхнизких температурах (ниже 20 °К, или -253 °С). В последнее время стало использоваться явление сверхпроводимости, возникающее при сравнительно высоких температурах (явление высокотемпературной сверхпроводимости). Этим датчиком измеряется поток внешнего магнитного поля, проходящего через специальное кольцо, выполненное из сверхпроводящего материала. Существуют различные схемы СКИД. Отличительным свойством СКИД является очень низкий уровень собственных шумов, что позволяет измерять весьма слабые магнитные поля. Их энергетическая чувствительность достигает 10^{-31} Дж/Гц, что близко к квантовому пределу ($\sim 10^{-34}$ Дж/Гц).

Работа МОН основана на магнитном резонансе с оптической накачкой. По уровню собственных шумов датчик МОН уступает СКИД, но его преимуществом является то, что он не требует сложного оборудования. Еще более простым является ИМ, представляющий собой многослойную катушку из материала с высокой магнитной проницаемостью. Принцип действия ИМ заключается в использовании явления магнитной индукции. Электродвижущая сила на выходе ИМ пропорциональна скорости изменения магнитного потока.

Магнитные методы измерения имеют то главное преимущество перед электрофизиологическими методами, что они бесконтактны. Кроме того, в ряде случаев они позволяют получить дополнительную информацию о состоянии организма. Магнитометры начинают также широко использоваться для определения магнитных свойств биологических объектов.

Среди неэлектрофизиологических параметров, характеризующих сердечно-сосудистую систему, важное значение имеют параметры кровотока. Линейная и объемная скорости кровотока в медико-биологических исследованиях измеряются различными способами. Наибольшее практическое применение получили индукционный и акустический методы.

Сущность индукционного метода заключается в измерении ЭДС (пропорциональной кровотоку), возникающей на стенках кровеносного сосуда, помещенного в магнитном поле.

Работа акустических датчиков основана на эффекте Физо и Доплера. В акустических датчиках первого типа скорость кровотока определяется путем измерения сдвига фаз (непрерывный режим) или разности времени распространения ультразвукового сигнала (импульсный режим), направленного по кровотоку и против него. Датчиком второго типа измеряется доплеровский сдвиг частоты ультразвуковых колебаний при отражении от движущихся форменных элементов крови.

Принцип работы системы измерения скорости кровотока этим методом иллюстрируется на рис 10.11. Задающий генератор ЗГ создает с помощью пьезоэлемента 1 ультразвуковые колебания, которые излучаются в поток крови сосуда КС. Приемный пьезопреобразователь 2 воспринимает ультразвуковой сигнал, отраженный от частиц крови. Частота принятого сигнала вследствие Доплеровского эффекта будет отличаться от излучаемой частоты на величину

$$\Delta f = (v/c) f \cos \alpha, \quad (10.3)$$

где f – частота излучаемых колебаний, Гц; v – скорость распространения ультразвука в крови, м/с; α – угол локации (угол между потоком крови и направлением излучения ультразвуковых колебаний).

Принятый сигнал после усиления резонансным усилителем УВЧ поступает на детектор Д, в котором выделяется напряжение низкой частоты, величина которого зависит от скорости кровотока.

Для измерения кровяного давления используются обычно различные датчики, преобразующие давление крови в электрический сигнал. Например, фотоэлектрический датчик преобразует пульсацию крови в какой-либо части тела или органа в излучение светового потока.

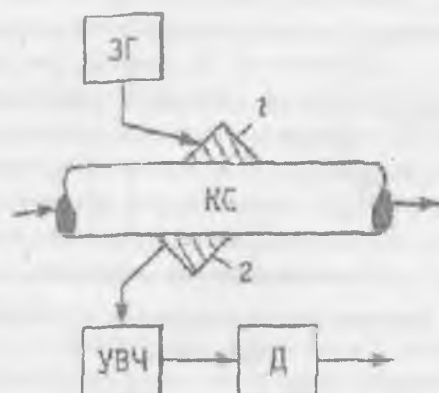


Рис. 10.11. Схема измерения скорости кровотока.

Регистрация артериального давления АД может осуществляться как бескровным (косвенным) методом, так и метода прямого измерения кровяного давления в артериях путем их катетеризации (катетеризация - введение катетера в естественный канал или полость тела с диагностическими или лечебными целями). Косвенные методы весьма многочисленные (методы Рива-Рочели, Эрлангера, Короткова, методика, основанная на измерении давления по кровенаполнению и др.), однако их можно подразделить на две группы: компрессионные и некомпрессионные.

Типовая схема измерения АД компрессионным способом показана в рис. 10.12. Блок компрессии БК создает давление в компрессирующей манжете КМ. Для сглаживания пульсаций воздуха между БК и КМ часто применяют пневморезервуар ПР. Датчик Д преобразует колебание давления в манжете в электрический сигнал, который поступает на блок индикации БИ. Давление измеряется манометром Мн. Программное устройство ПУ обеспечивает работу всей системы по заданной программе.

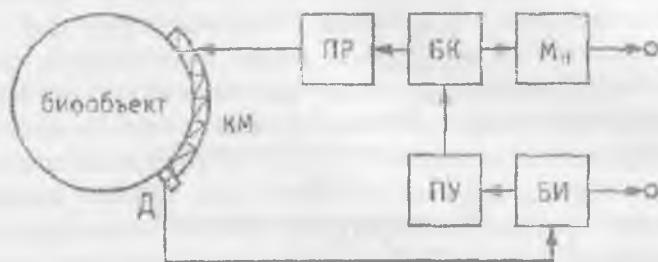


Рис. 10.12. Типовая схема измерения АД компрессионным способом.

В биотелеметрии наиболее широко применяются два варианта компрессионного метода: на плечевой артерии с индикацией АД по методу Короткова; на пальцевых артериях с использованием следящей системы.

Прямое измерение артериального давления обычно осуществляется с помощью вживляемых датчиков. Причем в основном используются потенциометрические датчики, включенные в мостовую схему.

Для измерения механических эффектов, возникающих под влиянием смещения масс сердца и крови при работе сердца, регистрируют сейсмокардиограммы (СКГ) и баллистокардиограммы (БКГ), дающие возможность получить информацию о состоянии гемодинамической функции сердечной мышцы. В качестве датчиков используют пьезоэлементы и электромагнитные датчики, укрепленные на поверхности тела вблизи сердца.

Значительную диагностическую ценность имеет и регистрация звуковых явлений сердца – фонокардиограммы (ФКГ), в которой выделяют четыре основных частотных диапазона: 0-1 Гц – колебание грудной клетки; 5-10 Гц – перемещение масс крови и сердца; 100-150 Гц – тоны сердца; 400-1000 Гц – шумы. Для регистрации ФКГ используют микрофонные датчики различных типов.

§ 10.7. Области применения датчиков для измерения в определенных целях

1. Датчики для измерения концентрации химических веществ. Определение состава и измерение концентрации тех или иных химических веществ в организме несет ценную медико-биологическую информацию. Существует огромное число различных приборов, предназначенных для этих целей. Остановимся на датчиках, используемых при биотелеметрических измерениях.

Измерение концентрации химических веществ в организме биотелеметрическими методами сопряжено с трудностями, основной из которых является сложность датчиков. Причем датчики, как правило, должны давать количественную информацию о концентрации вполне определенного вещества, т.е. они должны быть специфичными по отношению к молекулам этого вещества. Создание подобных датчиков в условиях жестких технико-экономических ограничений на систему измерений, особенно в биотелеметрии, для многих биохимических веществ является в настоящее время трудноразрешимой проблемой. Наиболее просто и поэтому наиболее часто измеряется концентрация водородных ионов рН.

Датчик рН состоит из двух электродов: измерительного ИЭ и электрода сравнения ЭС, включенных в контур передатчика. В качестве материала для электрода сравнения используется хлористое серебро. Потенциал измерительного рН-электрода, в качестве которого обычно используется стеклянный электрод, почти полностью определяется концентрацией ионов водорода в растворе, т.е. рН-электрод является специфическим по отношению к этим ионам. Недостатками стеклянного электрода являются его хрупкость и большое внутреннее сопротивление. Для определения рН могут использоваться также сурьмянистые и вольфрамовые электроды. Однако они действуют недостаточно избирательно по отношению к рН, в частности сурьмянистый

электрод кроме pH реагирует еще на напряжение кислорода, а вольфрамовый — на O_2 и ионы кальция.

Биотелеметрическими методами может также измеряться концентрация других веществ: общая кислотность, наличие свободной соляной кислоты, скорость расщепления питательных веществ. Например, скорость расщепления питательных веществ (белков, жиров, углеводов) определяется по убыли субстрата, дозированное количество которого помещается внутрь индуктивного или емкостного датчика, контактирующего с исследуемой средой. По мере ферментативного расщепления субстрата изменяется его индуктивность или емкость. Включение такого датчика в измерительную схему позволяет преобразовать информацию о скорости тех или иных веществ в ЧМ-сигнал.

Серебряный электрод может использоваться для определения ионов хлора, так как его потенциал зависит от концентрации ионов галоидных соединений, золотой электрод — для измерения напряжения кислорода и т.д.

2. Датчики для измерения температуры и двигательной активности. В качестве термочувствительных элементов для биомедицинских измерений температуры обычно используются терморезисторы различных типов, включаемые в частотно-задающую схему ЧМ-генератора. Широкое применение терморезисторов объясняется их малыми размерами, надежностью, простотой измерительной схемы. Терморезисторы изготавливаются из смеси окислов марганца, кобальта, меди, никеля, платины, иридия и имеют самую различную конструкцию.

В качестве температурного датчика служат сопротивление запертого коллекторного перехода транзистора, микротермо-резисторы из платино-иридиевой проволоки с добавкой эпоксидной смолы и другие термозависимые элементы. Результаты измерения температур представляются в аналоговой или дискретной форме. Точность измерения температуры обычно не превосходит $0,1^\circ C$.

Двигательная активность (ДА) живого организма может быть оценена различными способами. Наиболее простыми и распространенными методами определения ДА у человека являются измерения суммарной сократительной деятельности сердца за определенный промежуток времени и подсчет общего числа шагов за день.

Суммарная сердечная деятельность оценивается с помощью сумматора пульса, блок-схема которого изображена на рис. 10.13.

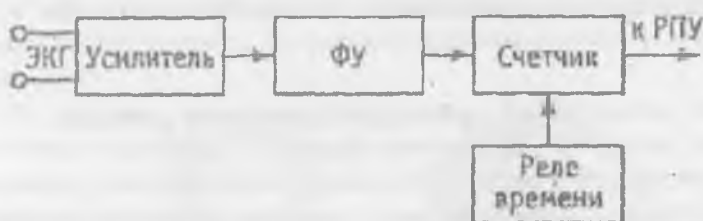


Рис. 10.13. Блок-схема сумматора пульса.

Электрические потенциалы сердца ЭКГ (зубцы -R) усиливаются усилителем с полосой пропускания 0,5-20 Гц и поступают на формирующее устройство ФУ, с выхода которого снимаются импульсы стандартной амплитуды и длительности. В счетчике подсчитывается число импульсов за промежуток времени, определяемый реле времени.

Измерение ДА по числу шагов производится в обычных условиях с помощью различных шагомеров. Работа шагомера основана на принципе маятника, движение которого регистрируют все вертикальные перемещения тела. В результате шагомер фиксирует не только шаг и бег, но и другие резкие движения туловища (наклоны, повороты и др.), поэтому шагомер дает весьма грубую оценку двигательной активности. Конструируется шагомер обычно на базе часового механизма с несколькими стрелками.

Существуют и другие типы датчиков двигательной активности: потенциометрические, индуктивные, пьезоэлектрические, контактные и др. В качестве примера на рис. 10.14 изображена конструкция емкостного датчика ДА, предназначенного для регистрации двигательной активности человека. Датчик представляет собой переменный конденсатор, состоящий из двух полукруглых латунных пластин, помещенных в герметичный пластиковый корпус-цилиндр, наполненный маслом. При движении биообъекта пластины поворачиваются относительно друг друга на угол θ , изменяя емкость конденсатора, который включен в схему ЧМ-генератора.

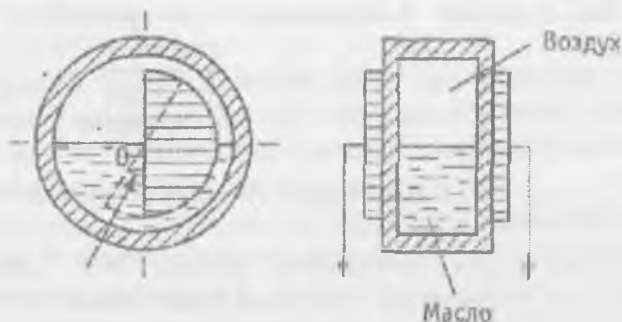


Рис. 10.14. Конструкция емкостного датчика.

3. Датчики баллисто- и сейсмокардиограммы. Датчики БКГ и СКГ регистрируют механические эффекты, возникающие под влиянием смещения масс сердца и крови при работе сердца. Они позволяют измерять основные параметры движения (перемещение, скорость, ускорение) и дают возможность получить информацию о состоянии гемодинамической функции сердечной мышцы. В качестве датчика используют пьезоэлементы и электромагнитные преобразователи.

4. Датчики фонокардиограммы. Датчики ФКГ предназначены для регистрации звуковых явлений сердца. Обычно при регистрации ФКГ выделяют несколько частотных диапазонов: 1 Гц - колебания грудной клетки, 50-10 Гц -

перемещение масс крови и сердца, 100-150 Гц – тоны сердца, 400-1000 Гц – шумы. В биотелеметрии, как правило, измеряют ФКГ в диапазоне 55-500 Гц. Для регистрации ФКГ используют микрофонные датчики различных типов. Выходной сигнал ФКГ обычно подвергают усилению и фильтрации для выделения низких, средних и высоких частот.

5. Датчики сфигмограммы. Датчики СФГ регистрируют колебания стенок артерий при прохождении пульсовой волны. Для записи СФГ применяют обычно датчики емкостного, тензометрического и пьезоэлектрического типов, которые фиксируют над сонной артерией и артериями конечностей, что позволяет определить скорость распространения пульсовой волны.

6. Датчики кинетокардиограммы. Регистрацию низкочастотных колебаний грудной клетки под влиянием сократительной деятельности сердца (ККГ) можно осуществить с помощью различных датчиков, преобразующих механические колебания в электрический сигнал (тензометрические, пьезодатчики и др.). Обычно измеряют ККГ в двух точках, соответствующих проекции левого и правого желудочков (на 2 см левее грудины, на уровне 5-го ребра, и справа от грудины, у места прикрепления 4–5-го ребер).

7. Датчики реоплетизмограммы. Принцип работы этих датчиков основан на измерении колебаний полного электрического сопротивления исследуемого участка тела под влиянием кровенаполнения. Измерение обычно осуществляют на частотах 16-300 кГц с помощью различных мостовых схем.

§ 10.8. Предварительная обработка биотелеметрической информации

После отбора физиологической информации необходимо, прежде всего, осуществить ее первичную обработку и преобразовать в форму, удобную для передачи по каналу связи. Одна из основных задач предварительной обработки –

В интеграторах дискретного типа выходной сигнал представляет собой последовательность импульсов стандартной амплитуды и длительности, модулированных во времени. Каждый импульс на входе этого интегратора соответствует вполне определенному значению интеграла от входной функции (рис.10.15, в). Информация на выходе интегратора может быть представлена также в виде кодов (цифровые интеграторы).

Наибольшее применение нашли интеграторы последнего типа, поскольку интеграторы аналогового типа с непосредственным отсчетом данных и дискретно-аналоговые интеграторы имеют малый динамический диапазон и ограниченное время анализа. Использование же интегратора дискретного типа с цифровым отсчетом дает возможность производить длительную непрерывную обработку физиологических параметров без применения промежуточной регистрации. Особенно удобно использовать интегратор в сочетании с частотными фильтрами, что позволяет просто осуществлять сравнительный анализ различных ритмов физиологических сигналов в частотной области.

На рис. 10.16 изображена функциональная блок-схема интегратора дискретного типа. Входной сигнал поступает в блок инвертирования, с выхода которого подается в блок интегрирования. При достижении определенного значения интеграла осуществляются сброс показаний интегратора с помощью разрядника и фиксирование очередной порции интегральных U_n , значений входного сигнала цифровым счетчиком. Непрерывное время анализа практически ограничивается только емкостью цифрового индикатора. Меняя порог интегрирования, можно в широких пределах менять время анализа и чувствительность прибора. При большой чувствительности системы осциллограмма с записью импульсов интегратора отражает динамику изменения потенциалов с большими подробностями. При необходимости проведения длительных экспериментов удобна более редкая частота следования импульсов.

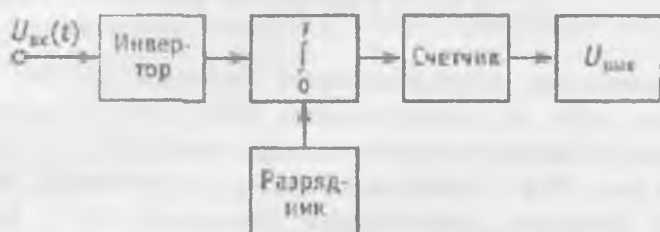


Рис. 10.16. Функциональная блок-схема интегратора дискретного типа.

Коррелометры. Первичные физиологические сигналы несут огромное количество информации о функциональном состоянии различных органов и систем организма. Расшифровка этой информации, особенно при наличии разнообразных помех, представляет очень трудоемкую и сложную задачу. Решение этой задачи возможно лишь с помощью автоматизации обработки, путем использования специализированных и универсальных ЭВМ. При выявлении скрытых закономерностей в физиологических параметрах значительную роль играют методы корреляционного и спектрального анализа. Корреляционные функции физиологических процессов широко используются в различных экспериментальных медико-биологических исследованиях.

Вычисление корреляционных функций требует бесконечно большого интервала усреднения. На практике обычно ограничиваются конечным интервалом, что дает не саму корреляционную функцию, а ее оценку $B_x(x)$ и $B_{xy}(\tau)$:

$$\hat{B}_x(\tau) = \frac{1}{T} \int_0^T \dot{x}(t) \dot{x}(t - \tau) dt \quad (10.5)$$

$$\hat{B}_{x,y}(\tau) = \frac{1}{T} \int_0^T \dot{x}(t) \dot{y}(t - \tau) dt \quad (10.6)$$

Вычисление корреляционных функций можно осуществить либо на универсальных ЭВМ, либо с помощью специализированных устройств – коррелометров.

На рис. 10.17 изображена схема коррелометра, реализующая операции, определяемые формулой (10.5). Аналогично реализуется коррелометр для вычисления взаимно-корреляционной функции $B_{xy}(\tau)$.

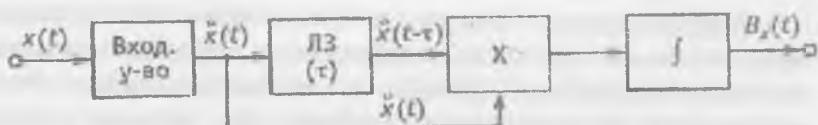


Рис. 10.17. Блок-схема коррелометра.

Вычисление корреляционной функции может производиться как последовательным, так и параллельным способом. При последовательном способе вычисление корреляционной функции осуществляется последовательно по точкам для каждого значения x , которое может изменяться как непрерывно, так и дискретно. При параллельном способе коррелометр представляет собой многоканальный прибор, каждый канал которого осуществляет вычисление корреляционной функции в определенной точке. На рис. 10.18 изображена упрощенная схема параллельного коррелометра, вычисляющего взаимнокорреляционную функцию $B_{xy}(\tau)$ в p точках.

В зависимости от формы представления выходного сигнала различают аналоговые, цифровые и комбинированные аналого-цифровые коррелометры. Аналоговый коррелометр прост, но точность вычисления его невелика. Цифровые коррелометры позволяют находить корреля-

ционные функции с высокой точностью, однако они более сложны. Аналого-цифровые коррелометры позволяют получить приемлемую точность (1 – 3%) при сравнительно простой аппаратуре.

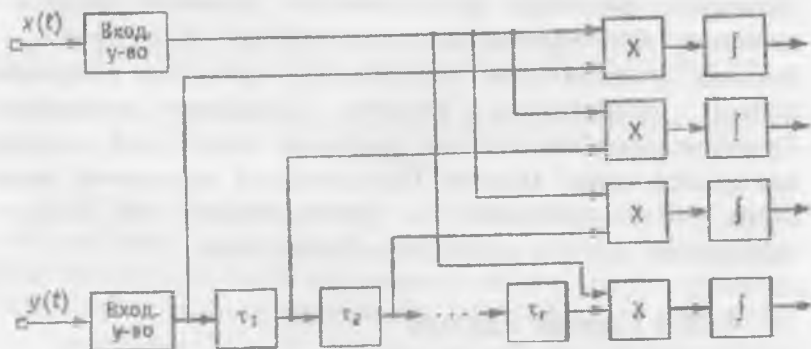


Рис. 10.18. Упрощенная блок-схема параллельного коррелометра.

Анализаторы спектра. Наряду с корреляционным анализом при обработке медико-биологической информации широко используются методы спектрального анализа. Определение энергетического спектра физиологического сигнала позволяет иногда получить дополнительную информацию по сравнению с корреляционным анализом. Например, спектральный анализ баллистокardiограммы дает возможность выявить некоторые кратные частоты, характеризующие функциональное состояние различных структур сердечно-сосудистой системы.

По принципу действия анализаторы спектра можно подразделить на приборы последовательного и параллельного действия.

В анализаторах последовательного типа производится последовательный анализ входного сигнала путем изменения

частоты настройки фильтра или сдвига спектра входного сигнала (гетеродинные спектрометры).

В анализаторах параллельного типа анализ осуществляется одновременно во всей частотной области. Эти анализаторы состоят обычно из набора резонансных или полосовых фильтров, охватывающих заданный частотный диапазон. Достоинства последовательных анализаторов — высокая разрешающая способность, простота изменения полосы пропускания фильтра, удобство индикации. Существенным недостатком приборов этого типа является длительное время анализа. Параллельный анализатор имеет перед последовательным то преимущество, что скорость выполнения анализа у него значительно выше.

§ 10.9. Сжатие данных

Как было отмечено, живой организм характеризуется огромным количеством разнородной информации. В то же время канал связи, по которому она передается, обладает определенной пропускной способностью. Для того чтобы согласовать скорость передачи информации с каналом связи, применяют различные методы сжатия данных. Сжатие данных представляет собой адаптивный процесс передачи выборочных данных со скоростью, соответствующей скорости поступления информации и требуемой точности.

Для согласования источников биофизической информации с каналом связи используют два подхода.

1. Предварительно запоминают его на каком-либо носителе с последующей передачей записанной информации с нужной скоростью (пакетный режим),

2. Сокращают исходный объем данных путем исключения избыточной информации (сжатие данных).

Пакетный режим обычно неприемлем при передаче сигнала в реальном времени. Второй подход более универсален, однако он более сложен и требует применения специальных алгоритмов обработки с целью уменьшения избыточной

информации, содержащейся в исходном биосигнале, без снижения его диагностической ценности. Схема системы адаптивной выборки для одного канала изображена на рис. 10.19.

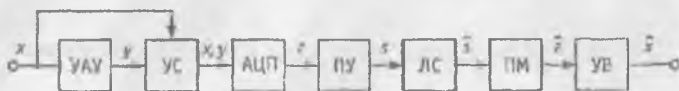


Рис. 10.19. Схема системы адаптивной выборки для одного канала.

Сжатие данных можно осуществить путем либо использования адаптивной выборки, либо уменьшения избыточности. Входной аналоговый сигнал $x(t)$ поступает на устройство анализа-управления (УАУ) и устройство стробирования (УС). В первом устройстве анализируются текущий спектр входного сигнала, скорость его изменения, функции корреляции или другие параметры сигнала. В результате на выходе формируется сигнал y , управляющий работой стробирующего устройства, которое в зависимости от характера изменения анализируемых параметров и требуемой точности передачи выбирает входной сигнал x_1 с последующим его преобразованием в аналого-цифровом преобразователе АЦП в цифровую форму z . После модуляции в передатчике (ПУ) радиосигнал s поступает в линию связи (ЛС), принимается s -приемником (ПМ), и по сжатым данным z в устройстве восстановления (УВ) восстанавливается исходный сигнал x .

Следует отметить, что в рассмотренной схеме передачи выборки в общем случае оказываются неравномерными (адаптивными), зависящими от характера изменения сигнала. Ключевым звеном этой схемы является устройство анализа-управления.

Уменьшение избыточности биофизического сигнала может быть достигнуто, если не передавать выборки, которые могут быть восстановлены по предшествующим им или

последующим за ними выборкам. Избыточные выборки обычно распознаются либо за счет заранее известных (априорных) сведений о предшествующих данных (метод предсказания), либо путем послеопытной (апостериорной) интерполяции (метод интерполяции).

§ 10.10. Передача сигнала. Радиотелеметрия

Снятый и усиленный электрический сигнал необходимо передать к регистрирующему (измерительному) прибору.

Во многих случаях электроды или датчики, усилитель и регистрирующий прибор конструктивно оформлены как единое устройство. В этом случае передача информации не является технической проблемой. Однако измерительная часть может находиться и на расстоянии от биологической системы, такие измерения относят к телеметрии или даже несколько уже - к биотелеметрии. Связь между устройством съема и регистрирующим прибором при этом осуществляется либо по проводам, либо по радио. Последний вариант телеметрии называют радиотелеметрией. Этот вид связи широко используют в космических исследованиях для получения информации о состоянии космического корабля и его экипажа, в спортивной медицине - о физиологическом состоянии спортсмена во время упражнений. Например, с помощью антенны передатчика на шлеме спортсмена, излучающей радиоволны на расстоянии 300-500 м (т.е. в пределах стадиона), можно фиксировать данные о его состоянии.

Радиотелеметрия применяется также для эндорадиозондирования пищеварительного тракта. Рассмотрим этот вопрос подробнее. Миниатюрная капсула с радиопередатчиком (эндорадиозонд; рис. 10.20) заглатывается больным (рис. 10.21).



Рис. 10.20. Эндорадиозонд.

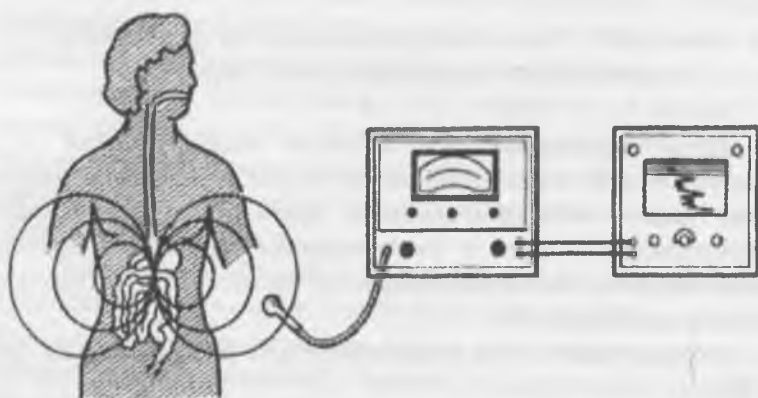


Рис. 10.21. Эндорадиозондирование пищеварительного тракта.

По измерению частоты передатчика приемником, расположенным вблизи пациента, можно измерять давление, степень кислотности или щелочности, температуру и другие параметры в месте расположения капсулы.

На рис. 10.22 показана схема эндорадиозонда для определения активности пищеварительных ферментов. Он состоит из трех основных частей:

1 — источник напряжения, размещаемый в съемной торцовой насадке, 2 — диск, спрессованный из ферромагнитного

порошка и частиц, растворяющихся ферментом; 3 — транзистор и другие детали радиосхемы. Диск расположен в съемной насадке и, так же как источник напряжения, после однократного употребления может быть заменен другим.

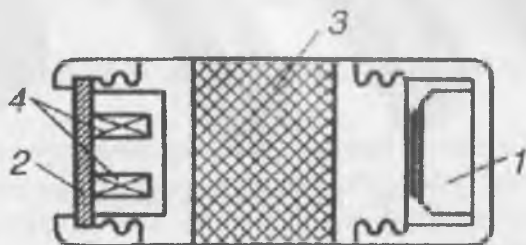


Рис. 10.22. Схема эндорадиозонда для определения активности пищеварительных ферментов.

Диск прижимается к катушке индуктивности 4 и образует с ней замкнутый магнитопровод. По мере растворения диска пищеварительными ферментами уменьшается индуктивность 1 цепи и увеличивается частота генератора. Таким образом, по воспринимаемой частоте можно судить об активности ферментов.

Структурная схема эндорадиозонда изображена на рис. 10.23.



Рис. 10.23. Структурная схема эндорадиозонда.

В некоторых случаях применяют такие многоканальные устройства, которые позволяют получать, передавать и регистрировать одновременно несколько параметров. Одновременная информация медико-биологического характера существенно расширяет диагностические возможности. В

настоящее время обработка такой информации производится с помощью вычислительных машин.

§ 10.11. Аналоговые регистрирующие устройства

Под устройством отображения понимают устройство, которое временно представляет информацию, при появлении новой информации прежняя информация бесследно исчезает. Такими являются, в частности, стрелочные приборы: амперметр, вольтметр и др. Стрелочный амперметр, например, показывает силу тока в данный момент и не фиксирует ее. При изменении силы тока в цепи информация о прежнем значении безвозвратно утрачивается. Для запоминания информации, отображаемой такими устройствами, необходимо ее фиксировать, что, например, и делают студенты в физической лаборатории, снимая показания приборов. Медико-биологическое применение устройств отображения достаточно мало: электротермометр сопротивления, частотомер пульса и др.

Значительно большее распространение в медицинской электронике получили регистрирующие приборы, которые фиксируют информацию на каком-либо носителе. Это позволяет документировать, хранить, многократно использовать, обрабатывать и анализировать полученную медико-биологическую информацию.

Отображающие и регистрирующие приборы подразделяют на аналоговые непрерывные, дискретные и комбинированные, сочетающие возможности аналоговых и дискретных.

Рассмотрим подробнее наиболее распространенные в практике медико-биологических исследований *аналоговые регистрирующие устройства*. Некоторые из них называют также самопишущими приборами, или самописцами.

В медицине, биологии и физиологии в основном используются следующие способы регистрации информации на носителе:

- а) нанесение слоя вещества (красителя): чернильно-перьевая и струеписные системы;
- б) изменение состояния вещества носителя: фоторегистрация, электрохимическая, электрофотографическая (ксерография) и магнитная запись;
- в) снятие слоя вещества с носителя: закопченная поверхность, тепловая запись.

Простейшим самописцем, находящим и сегодня применение в физиологическом эксперименте, является кимограф (рис. 10.24), работающий от заведенной пружины, или электрокимограф, равномерное вращение барабана которого осуществляется электродвигателем.

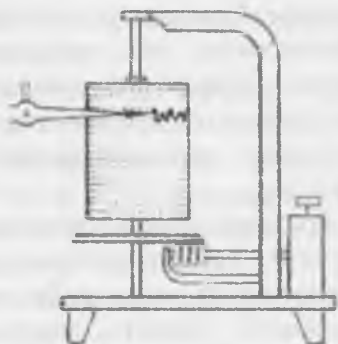


Рис. 10.24. Кимограф.

Идея кимографа - равномерное вращение или перемещение поверхности носителя сохраняется в подавляющем большинстве современных аналоговых регистрирующих приборов, фиксирующих временную зависимость исследуемой величины.

Смещение у писчика или светового пятна, пропорциональное регистрируемой величине, является ординатой полученного графика (рис. 10.25). Равномерное перемещение носителя (бумага, фотопленка) означает, что абсцисса прямо

пропорциональна времени t . В результате полученная кривая отражает зависимость $y = At$.



Рис. 10.25. Вид временной зависимости исследуемой величины, полученной на самописце.

Самопишущие приборы, используемые в медицинской аппаратуре, преобразуют электрический сигнал в механическое перемещение. Физически они являются гальванометрами - высокочувствительными электроизмерительными приборами, реагирующими на достаточно малую силу тока. В этих приборах ток, проходящий по катушкам, проволоочной рамке или по петле, взаимодействует с магнитным полем постоянного магнита. В результате этого взаимодействия подвижная часть (магнит, проволоочная рамка или части петли) отклоняется пропорционально силе тока, т.е. пропорционально электрическому сигналу.

С подвижной частью соединен пишущий элемент, оставляющий след на движущемся носителе записи: специальное капиллярное перо, либо стеклянный капилляр с соплом в струйном самописце, либо зеркальце, отражающее луч света или что-то другое.

В качестве примера на рис. 10.26 схематически изображен струйный самописец. Здесь 1 - электромагнит, через

обмотки которого проходит регистрируемый электрический сигнал; 2 - постоянный магнит в форме цилиндра, он жестко связан со стеклянным капилляром 3. Из сопла капилляра 4 под давлением вылетают чернила, оставляя след у, пропорциональный отклонению постоянного магнита и, следовательно, силе тока в электромагните.

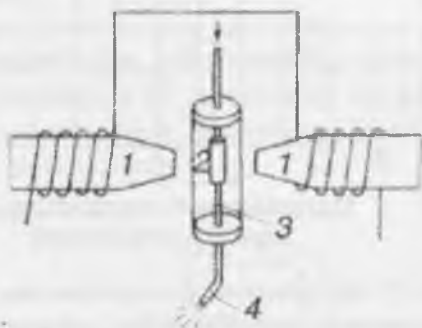


Рис.10.26. Схематическое изображение струйного самописца.

Важной характеристикой самописца является диапазон частот колебаний, которые они успевают регистрировать. Чем больше момент инерции подвижной части самописца, тем больше запаздывание регистрации относительно истинного изменения регистрируемой величины, частотная характеристика будет хуже.

Наиболее широкие частотные возможности у аналоговых регистрирующих приборов, называемых *светолучевыми (шлейфовыми) осциллографами* (рис. 10.27).

Основной частью светолучевого осциллографа является шлейфовый гальванометр Г, состоящий из постоянного магнита 1, металлической нити в виде петли (шлейфа) 2, по которой протекает регистрируемый электрический сигнал, и зеркальца 3. Луч от осветителя Ос падает на зеркало, отражается и попадает на фотографическое устройство Ф, состоящее из рулона фотопленки и лентопротяжного меха-

низма. Электрический сигнал вызывает пропорциональное ему отклонение шлейфа гальванометра. Равномерное протягивание фотопленки создает временную развертку. Используя специальный отметчик времени, на фотопленке можно получить метки.

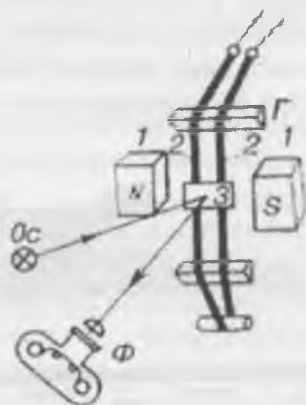


Рис. 10.27. Светолучевой осциллограф.

Такой осциллограф позволяет регистрировать процессы с частотой приблизительно от 0 до 10 кГц, что значительно перекрывает частотные характеристики медико-биологического сигнала. В основном выпускаются многоканальные светолучевые осциллографы, позволяющие одновременно фиксировать десятки изменяющихся величин. Главным их недостатком является необходимость проявления фотобумаги или фотопленки. В настоящее время выпускается специальная бумага, чувствительная к ультрафиолетовому освещению. Она не требует специальной обработки, однако осветитель должен излучать мощный пучок ультрафиолетовых лучей.

В самопишущих устройствах наряду с обычными погрешностями измерительных приборов возникают также погрешности, обусловленные записью.

Причинами погрешности записи могут быть неточность работы механизма перемещения бумаги или фотопленки, запаздывание, вызванное инерцией пишущей системы прибора, изменение размеров бумаги под влиянием влажности воздуха, неточность отметки времени и др.

Кроме однокоординатных самописцев, фиксирующих временную зависимость, в исследовательской практике получили распространение *двухкоординатные самописцы*.

На рис. 10.28 изображен внешний вид такого самописца модели ПДС-21М. При регистрации поперечная рейка

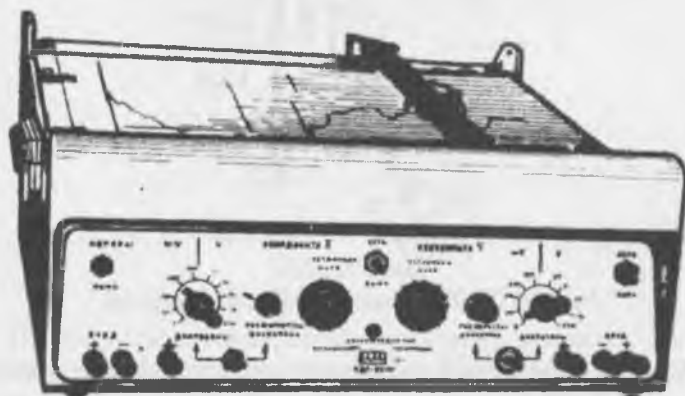


Рис. 10.28. Внешний вид двухкоординатного самописца модели ПДС-21М.

перемещается поступательно, ее смещение пропорционально одному из подаваемых сигналов (параметров) x . Вдоль рейки пропорционально изменению второго параметра y перемещается каретка с писчиком. В результате писчик совершает сложное движение и оставляет на бумаге график функции $y = f(x)$.

Наряду с аналоговыми регистрирующими приборами в медицинской практике для фиксирования информации используются и такие безынерционные комбинированные устройства, как *электронно-лучевые трубки*.

Так, например, в портативном вектор-кардиоскопе (рис. 10.28) электронно-лучевая трубка является основным элементом, который отображает, а при дополнительном фотографировании и регистрирует электро- и вектор-кардиограммы.

Электронно-лучевая трубка относится к группе комбинированных устройств, так как может отображать (при дополнительном фотографировании - регистрировать) выходную информацию не только в аналоговой, но и в дискретной форме (цифры, буквы).

§ 10.12. Принцип работы медицинских приборов, регистрирующих биопотенциалы

Биоэлектрические потенциалы являются существенным диагностическим показателем многих заболеваний. Поэтому очень важно, во-первых, правильно регистрировать эти потенциалы, а во-вторых, уметь извлекать из измерений необходимую медицинскую информацию.

Структурная схема медицинских приборов, регистрирующих биопотенциалы, изображена на рис. 10.29.

В клинической практике биопотенциалы отводят поверхностными накожными электродами, запись осуществляется аналоговыми регистрирующими устройствами. Переход от одних отведений к другим осуществляется специальным переключателем.

Так как биопотенциалы сравнительно медленно изменяются со временем, то в приборах обычно используют усилители постоянного тока.

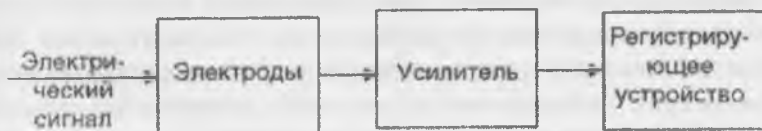


Рис. 10.29. Структурная схема медицинских приборов, регистрирующих биопотенциалы.

Биопотенциалы, применяемые в электрокардиографии, имеют значение порядка нескольких милливольт, в электроэнцефалографии – микровольт, поэтому для их регистрации необходимо усиление в несколько тысяч раз, что достигается с помощью многокаскадного усиления.

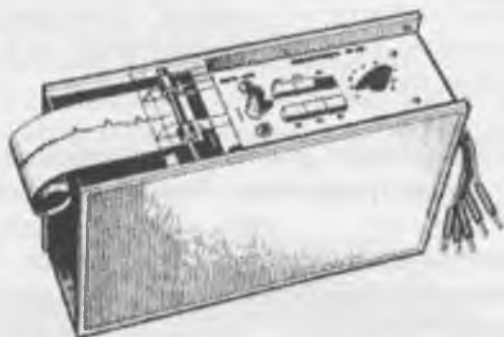


Рис. 10.30. Внешний вид портативного электрокардиографа ЭК-873.

На рис. 10.30 изображен внешний вид портативного электрокардиографа на транзисторах типа ЭК-873, предназначенного для записи электрокардиограммы, а на рис. 10.31 - портативного вектор-кардиоскопа ВЭКС-1п. Этот прибор позволяет вести исследования электрической активности сердца как методом электрокардиографии, так и методом вектор-кардиографии. Процесс наблюдается на экране электроннолучевой трубки, а также может быть сфото-графирован.

В некоторых случаях целесообразно одним прибором определять одновременно ряд параметров, например биопотенциалы, отводимые от разных точек головного мозга. При этом используют многоканальные устройства, состоящие из нескольких независимых усилителей, регистрация по всем каналам фиксируется на общей ленте.



Рис. 10.31. Внешний вид портативного электрокардиографа ВЭКС-1n.

§ 10.13. Аналоговые регистрирующие устройства.

Различные системы регистрации

**непрерывной информации и их
эксплуатационные характеристики.**

Понятие о двухкоординатных самописцах.

Аналоговые регистрирующие и отображающие устройства, как об этом говорилось в предыдущих разделах, обычно применяются для представления информации об изменении одного или нескольких параметров, которые желательно контролировать непрерывно (например, в случаях 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 изменяемого объекта. В зависимости от формы выдачи информации принципа построения и конструкции, аналоговые устройства отображения и регистрации можно разделить на *показываю-*

щие (стрелочные) приборы, самопишущие приборы и светолучевые регистрирующие устройства.

Самопишущие приборы или просто *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.

Требования, предъявляемые 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.

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 защиты энергии, то есть 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.* Удобства 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 агрегатно-блочном принципе построения измерительных систем.

В устройствах отображения медицинской информации показывающие (стрелочные) приборы могут применяться в совокупности с другими видами регистраторов (например, в самописцах) или самостоятельно.

Как правило, в *медицинской аппаратуре* применяются промышленные образцы стрелочных приборов *электромагнитной или магнитоэлектрической 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.

Самопишущие приборы построены на принципе преобразования электрической энергии сигнала в механическую и поэтому их часто называют механическими регистрирующими приборами.

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, то есть получить двухкоординатный график.

Важнейшим элементом чернильного самописца является вибратор, построенный по принципу электромагнитных или магнитоэлектрических приборов.

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

Работа электромагнитного вибратора основана на взаимодействии поля постоянного магнита с магнитным полем, создаваемым управляющим током, который протекает по неподвижным катушкам. Между катушками в обойме находится якорь, который может вращаться на осевом стержне в подшипнике. В результате взаимодействия двух магнитных потоков, встречающихся в якоре, в последнем возникает механический вращающийся момент.

Вибраторы электромагнитной системы позволяют регистрировать процессы в диапазоне частот от 0 до 150 Гц.

Большим преимуществом всех перьевых самописцев является возможность многоканальной записи.

Перьевая запись позволяет неискаженно зарегистрировать лишь весьма низкочастотные процессы. Запись более высокочастотных процессов можно успешно осуществлять с помощью струйных регистраторов (самопишущих гальванометров).

Недостатком метода струйной записи является засорение капилляра при использовании чернил низкого качества.

При струйной записи, как и при чернильной, запись происходит не в прямоугольных координатах, а по дуге, что приводит к значительным нелинейным искажениям.

Тепловая запись - метод регистрации, осуществляемый путем снятия слоя вещества со специальной ленты - носителя. Сама эта лента представляет собой бумагу, покрытую с лицевой стороны слоем легкоплавкого вещества белого цвета (парафин, смесь воска с мелом и т.п.). Запись осуществляется с помощью электромагнитного регистратора, у которого вместо капилляра на конце штифта помещена проволока с участком, нагреваемым электрическим током.

Тепловая запись часто используется в электрокардиографах.

Электрохимическая запись основана на процессе образования красящих веществ на поверхности бумаги при прохождении через нее электрического тока.

Светолучевые регистрирующие устройства широко применяются для регистрации быстро меняющихся процессов.

Основным элементом рассматриваемых устройств является магнитоэлектрический гальванометр. Используют магнитоэлектрические гальванометры двух типов: рамочные и шлейфные.

Основным недостатком светолучевых регистрирующих устройств является необходимость проявления бумаги или фотопленки, что достаточно трудоемко и требует специального оборудования.

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

- 1. Методические приемы исследований*
- 2. Предварительная обработка биотелеметрической информации*
- 3. Сжатие данных*
- 4. Передача сигнала. Радиотелеметрия*
- 5. Аналоговые регистрирующие устройства*
- 6. Принцип работы медицинских приборов, регистрирующих биопотенциалы*
- 7. Понятие о двухкоординатных самописцах.*

ТЕСТОВЫЕ ВОПРОСЫ

1. Электроды –

- а) диэлектрики для изолирования корпуса аппаратуры;
- б) проводники для отведения электрических биопотенциалов объекта;
- в) устройства, преобразующие неэлектрический параметр объекта в электрический.

2. Датчики –

- а) устройства, преобразующие неэлектрический параметр объекта в электрический;
- б) устройства, преобразующие электрический параметр объекта в неэлектрический;
- в) проводники для отведения электрических биопотенциалов объекта.

3. Требования к средствам съема медико-биологической информации не включают

- а) стабильность в работе;
- б) минимальное искажение сигнала;
- в) побочное действие на организм.

4. Основные требования, предъявляемые к электродам:

- а) высокое переходное сопротивление «электрод-кожа»;
- б) низкое переходное сопротивление «электрод-кожа»;
- в) поляризация электродов.

5. Прямой пьезоэлектрический эффект –

- а) возникают электрические заряды при деформации кристалла на его поверхности;
- б) деформация тела при изменении разности потенциалов между его поверхностями;
- в) вращение плоскости поляризации света при прохождении через вещество.

6. Для уменьшения сопротивления «электрод-кожа» не используют

- а) проводники, которые плохо окисляются;
- б) проводники, которые хорошо окисляются;
- в) смоченные прокладки между электродами и кожей.

7. Маленькие электроды имеют

- а) высокую информативность сигнала и высокую помехозащищенность;
- б) низкую информативность сигнала и низкую помехозащищенность;
- в) высокую информативность сигнала и низкую помехозащищенность.

8. Поляризация электродов

- а) не может произойти продуктами реакций;
- б) не искажает биопотенциалы;
- в) поляризация электродов искажает биопотенциалы.

9. Классификация электродов не включает

- а) электроды для кратковременного применения;
- б) электроды для длительного применения (мониторы);
- в) электроды для видео наблюдения.

- 10. У металлов с ростом температуры сопротивление**
- а) увеличивается;**
 - б) уменьшается;**
 - в) не изменяется.**

ГЛАВА 11.

АППАРАТЫ И МЕТОДИКИ ВОЗДЕЙСТВИЙ ПОСТОЯННЫМ ЭЛЕКТРИЧЕСКИМ ПОЛЕМ

§ 11.1. Гальванизация

§ 11.2. Лекарственный электрофорез

§ 11.3. Франклинизация

Для понимания воздействия электрического тока на организм необходимо знать свойства ткани.

Электрические свойства различных тканей неодинаковы. Характеризующей электропроводностью по отношению к постоянному и переменному току низкой частоты обладают жидкие среды организма – спинномозговая жидкость, кровь, межклеточная жидкость. Хорошо проводят ток нервы вдоль нервных волокон. Наибольшим сопротивлением электрическому току обладает кость без надкостницы. Большим сопротивлением току обладают эпидермис кожи, соединительно-тканые образования, связки, сухожилия. Эти ткани с полным основанием могут быть отнесены к изоляторам или диэлектрикам. Характер такого проводника омически-емкостной. Для частоты 2 кГц сопротивление составляет 796 Ом, а для частоты 5 кГц лишь 32 Ом. Отсюда вывод такой, что с увеличением частоты больше 3 – 4 Гц сопротивление кожи для него становится не существенным. То же самое можно сказать относительно клеточных оболочек, сухожилий. Эти участки хорошие проводники.

Ткани организма практически не поглощают энергию постоянного магнитного поля. Переменное магнитное поле индуцирует в тканях, с хорошей электропроводностью, вихревые токи которые образуют определенное количество тепла в единицу времени. При $\nu=50$ Гц это тепло крайне мало по сравнению с теплом, образующимся в результате метаболизма ткани.

Невозможность разделить специфического и неспецифического действия физических факторов, а также их способность вызвать сразу несколько физиологических эффектов, часть которых является общей для ряда факторов, затрудняет классификацию их по производимому физиологическому действию. Вследствие этого физические факторы подразделяют по виду энергии и характеру физического воздействия. В частности, в электролечении выделяют методы, основанные на применении электрических токов, электрического, магнитного и электромагнитного полей.

§ 11.1. Гальванизация

Гальванизация – это применение с лечебной целью воздействий постоянным, не изменяющим своей величины, электрическим током низкого напряжения (до 80 В) при небольшой силе тока (от 9 до 50 мА).

Метод стал применяться вскоре после изобретения в 1800 году источника постоянного тока итальянским физиком А. Вольта, назвавшего ток гальваническим. По току был назван и лечебный метод. В настоящее время для гальванизации пользуются исключительно током, полученным путем выпрямления и сглаживания переменного сетевого тока. Амплитуда остающихся при этом пульсаций не должна превышать 0.5%.

Общую гальванизацию осуществляют при помощи четырехкамерных гальванических ванн (рис. 11.1). При этой процедуре больной погружает конечности в фаянсовые ванночки, заполненные теплой (36 – 37°C) водопроводной водой.



Рис. 11.1. Четырехкамерная гальваническая ванна

На внутренней стенке каждой камеры находятся закрытые от прямого контакта с телом больного два угольных электрода. Провода от электродов соединяют с соответствующими полюсами аппарата для гальванизации, снабженного коммутатором для изменения направления подаваемого на больного электрического тока. Сила тока при данной процедуре достигает 30 мА.

В связи с большим омическим сопротивлением рогового слоя эпидермиса ток проходит в организм главным образом через отверстия потовых и в меньшей степени сальных желез, а так как общая их площадь составляет примерно лишь 1/200 часть поверхности кожи, то на прохождение эпидермиса тратится большая часть энергии подводимого тока. Здесь же развиваются и наиболее выраженные первичные реакции на воздействие током.

Преодолев на подэлектродных участках тела сопротивление эпидермиса и подкожной жировой ткани, ток в виде противоположно направленного движения разноименно заряженных ионов, направляющихся от электрода к электроду, проходит через ткани с наименьшим сопротивлением, значительно разветвляясь и отклоняясь от прямой между двумя электродами. При этом вряд ли можно заранее предвидеть, какими путями он пойдет – параллельными ли пучками [Щедраков В. И., 1959; R. Peterson, 1966], по кровеносным ли сосудам, по нервам или мышечной ткани [Орлов А. Н., 1977, и др.]. По-видимому, в каждом отдельном случае, это будут различные пути в зависимости от участка воздействия, от вариантов анатомического строения индивидуума и функционального состояния систем организма.

На пути тока у полупроницаемых мембран, в том числе у клеточных оболочек, по обе стороны от них, происходит скопление одноименно заряженных ионов. Между такими скоплениями ионов противоположной полярности возникает внутритканевый поляризационный ток обратного направления. С одной стороны это создает дополнительное сопротивление действующему току, а с другой – такие

участки внутри тканей являются местами наиболее активного (после эпидермиса) действия тока.

Механизмы лечебного воздействия. Встречая большое сопротивление эпидермиса, энергия постоянного тока частично превращается в тепло, которое частично вызывает первичные электрохимические процессы. В связи с небольшой интенсивностью тока количество тепла, образующееся при его прохождении через кожу, незначительно. Однако оно может вызвать слабые биологические эффекты в виде активизации кровообращения и усиления биохимических процессов. Основным же и специфическим компонентом действия постоянного тока является его влияние на соотношение в тканях различных ионов, являющееся одним из важных звеньев в регуляции, их функционального состояния. Это действие постоянного тока вполне объяснимо с позиций ионной теории возбуждения, разрабатывавшейся В.Ю. Чаговцем (1957), П. П. Лазаревым (1923), А. Н. Обросовым (1955). Эта теория, в свою очередь, базируется на теории электролитической диссоциации, развивавшейся в 1883 – 1887 гг. шведским физико-химиком и естествоиспытателем С. Аррениусом, согласно которой в растворах электролитов постоянно происходит распад нейтральных молекул на положительно и отрицательно заряженные частицы – ионы и параллельно – рекомбинация их в нейтральные молекулы. Опираясь на эту теорию, J.Loeb (11.1), в результате экспериментальных исследований установил, что для нормального состояния различных тканей, так же как и для их возбуждения, решающее значение имеет не столько концентрация, сколько количественное соотношение между одно- и двухвалентными ионами, в частности, между количеством ионов натрия и калия, с одной стороны, и ионов кальция и магния – с другой:

$$[Na]^+ + [K]^+ / [Ca]^+ + [Mg]^+. \quad (11.1)$$

При увеличении этого соотношения за счет возрастания количества ионов калия и натрия возникает возбуждение. При уменьшении этого соотношения за счет увеличения ионов

кальция и магния происходит снижение интенсивности жизненных процессов в тканях.

При расположении электродов на голове в зависимости от их локализации могут возникать реакции, характерные для возбуждения вкусового (ощущение металлического вкуса) или зрительного (появление фонов) анализаторов. Возможны реакции и вестибулярного аппарата в виде головокружения, пошатывания. В экспериментальных исследованиях при гальванизации головы выявлено возбуждение клеток коры большого мозга и синаптической активности отдельных нейронов [Воронцов Д.С., 1958]. Применение различных интенсивностей воздействия показало, что при плотности тока 0.5 мА/см^2 в головном мозге возникают грубые расстройства кровообращения. При интенсивности до 0.1 мА/см^2 происходит стимуляция защитно-компенсаторных механизмов, не вызывающая повреждений [Абрикосов И.А., Каплун Н.А., 1955].

Гальванизация оказывает стимулирующее влияние на гармонизирующую функцию нервной и эндокринной систем, способствует нормализации секреторной и моторной функций органов пищеварения, стимулирует трофические и энергетические процессы в организме. В.С.Улащиком (1981), под влиянием гальванизации обнаружено увеличение в тканях свободных кортикостероидов, вследствие освобождения их, из связанного состояния. Гальванизация повышает реактивность организма и устойчивость его к внешним воздействиям, в том числе и защитную функцию кожи. При общей гальванизации улучшается гемодинамика, урежаются сердечные сокращения, повышается углеродный и белковый обмен. При плотности тока 0.05 мА/см^2 гальванизация способствует ускорению коронарного кровотока, увеличению поглощения кислорода и отложению гликогена в миокарде. В условиях экспериментальной пневмонии воздействия током такой же плотности оказывают благоприятное влияние на обмен липидов в легочной ткани и поверхностно-активный фактор – сурфактант.

Перечисленные биологические эффекты, вызываемые гальваническим током, свидетельствуют о том, что в адекватных дозировках он является активным биологическим стимулятором и может применяться для лечения больных с различными патологическими состояниями.

Показаниями для гальванизации являются: вертеброгенные заболевания нервной системы, поражения нервных корешков, узлов, сплетений, полирадикулоневриты, полиневриты, полиневропатии, поражение периферических нервов, последствия инфекционных и травматических поражений головного и спинного мозга и мозговых оболочек, невралгии и другие невротические состояния, главным образом при вегетативных расстройствах и нарушении сна, гипертоническая болезнь 1 и 2 стадии, бронхиальная астма, язвенная болезнь, функциональные желудочно-кишечные и половые расстройства, миозиты, хронические артриты и полиартриты травматического, ревматического и обменного происхождения.

Противопоказания: острые и гнойные воспалительные процессы, недостаточность кровообращения 2б и III стадии, гипертоническая болезнь III стадии, резко выраженный атеросклероз, лихорадочное состояние, экзема, дерматит, нарушение целостности эпидермиса в местах наложения электродов, склонность к кровотечениям, индивидуальная непереносимость тока, злокачественные новообразования.

Техника воздействий. В зависимости от вида заболевания, особенностей его течения, реактивности и общего состояния организма, а также цели проведения гальванизации применяют местные, рефлекторно-сегментарные и общие воздействия. Такое подразделение, конечно, условно, поскольку нельзя отделить местное от общего и тем более от рефлекторного. Речь идет о преобладающем характере воздействия.

Для подведения и равномерного распределения тока на подлежащей воздействию поверхности тела применяют либо

плоские электроды, либо электроды специальных конструкций, а также электроды в виде ванночек.

Поскольку в тканях организма содержится большое количество электролитов, а следовательно, и разноименно заряженных ионов, например $NaCl = Na^+ + Cl^-$, то при соприкосновении металлического или графитового электрода с телом происходит электролиз, ионы превращаются в нейтральные атомы, например натрия и хлора. Последние, соединяясь с водой, образуют у анода кислоты, а у катода — щелочи, которые вызывают долго незаживающие химические ожоги. Для отдаления процесса электролиза от поверхности тела и исключения ожогов или раздражения между кожей и металлическим электродом помещают смоченную в водопроводной воде и хорошо отжатую прокладку толщиной 1 см из гидрофильного материала — 12-16 слоев прокипяченной бесцветной байки или фланели. Размер такой прокладки, являющейся обязательной частью электрода, должен на 1-2 см выступать за края металлической пластинки, чтобы не допустить случайного соскальзывания ее и соприкосновения с кожей. С этой же целью на одной из сторон прокладки делают карманчик для размещения в нем металлической пластинки. При использовании ванночек также предпринимают меры, исключающие возможность соприкосновения угольных или металлических электродов с телом.

Свинцовые пластинки перед процедурой проглаживают ребром какого-либо твердого предмета. Электродные пластинки должны быть достаточно гибкими, чтобы им можно было придать любую форму в соответствии с рельефом участка тела, на который накладывают электрод. Обычно используют листовой, луженный оловом свинец толщиной 0.3-1.0 мм в зависимости от размеров электродов.

Иногда вместо металлической пластинки применяют токопроводящую графитизированную ткань. Она зашивается внутрь матерчатой прокладки таким образом, чтобы исключалось соприкосновение графита с телом. Матерчатая прокладка в таких электродах может иметь толщину 5 мм.

Вместо металлических применяют также пластинки из специальных токопроводящих полимерных материалов, а прокладки — из губкообразных токопроводящих материалов. Нельзя применять прокладки из резиновой губки.

Необходимо иметь набор прямоугольных прокладок площадью от 4 до 300 см² при примерном соотношении сторон 1:1.5. Кроме того, следует иметь 2-3 размера прокладок для электродов специальных конфигураций.

Перед процедурой прокладки смачивают теплой водопроводной водой. В таком виде они не вызывают неприятных ощущений и способствуют уменьшению начального сопротивления эпидермиса. После смачивания прокладки отжимают таким образом, чтобы они оставались влажными, но с них не стекала вода. Если прокладки накладывают непосредственно на тело, то после процедуры их необходимо прокипятить, а затем прополоскать в воде. Прокладки следует периодически стирать, чтобы удалить с них продукты электролиза и соли свинца, накапливающиеся у металлических пластинок во время процедуры. Если под прокладки на тело больного помещают один или два слоя фильтровальной бумаги и прокладки не входят в непосредственное соприкосновение с телом, их достаточно кипятить 1-2 раза в сутки. Индивидуальные прокладки, которые необходимы для лечения больных инфекционными заболеваниями, после процедуры достаточно прополоскать в проточной воде (при условии их изолированного хранения).

Токопроводящие пластинки присоединяют к аппарату многожильным мягким проводом длиной 1.5-2 м в хорошей, не пропускающей влагу, изоляции. На одном конце провода должен быть штырек для соединения с клеммой аппарата, другой его конец прикрепляют к токопроводящей пластинке электрода. При электродах из графитизированной ткани соединение осуществляют путем помещения в специальный карманчик электрода металлического «флажка» (пластинки с прикопленным к ней проводом). Наряду с одиночными необходимо иметь раздвоенные провода, которые можно

было бы присоединить одним концом к клемме аппарата, а другим (раздвоенным) — к двум электродам.

При необходимости, оказывать воздействие на поверхности расположенные ткани, электроды располагают продольно на одной поверхности тела. Расстояние между прилежащими друг к другу краями двух электродов должно быть не меньше ширины электрода. В противном случае большая часть тока будет сосредоточена в тканях между близко расположенными краями электродов, под остальной же их частью воздействие будет весьма слабым.

Продольное расположение электродов применяют и при поражении нервных стволов. В таких случаях один электрод располагают в области периферического участка нерва, второй — в области соответствующего сегмента спинного мозга или нервного сплетения.

При необходимости, провести воздействие на глубоко расположенные ткани, применяют поперечное расположение электродов (на противолежащих поверхностях какого-либо участка тела). Расстояние между их краями также, должно быть не меньше поперечника электрода. Обычно при гальванизации берут одинаковые по размеру электроды. При этом под отрицательным электродом реакция выражена сильнее, чем под положительным. Если необходимо получить под положительным электродом более сильную реакцию или увеличить разницу в выраженности реакции под одним из электродов, то применяют электроды разной величины. Однако не следует меньший электрод называть «активным», а больший — «индифферентным» или, что еще хуже — «пассивным», поскольку оба они являются активными. При необходимости проведения воздействий на мелкие суставы рук и ног, где трудно обеспечить хорошее прилегание электрода, соответствующую кисть или стопу погружают в стеклянную, фарфоровую или пластмассовую ванночку, наполненную водой. В эту ванночку помещают графитовый или же изготовленный из другого токопроводящего материала электрод, обернутый матерчатой прокладкой с тем,

чтобы избежать случайного соприкосновения электрода с телом; второй электрод располагают выше на руке или ноге.

Наряду с воздействием током на область локализации патологического процесса нередко применяет методики рефлекторно-сегментарного действия.

Гальванизация воротниковой зоны. Положение больного лежа. Один электрод в форме шалевого воротника помещают на верхней части спины так, чтобы его концы покрыли надплечья и ключицы до второго межреберного промежутка спереди. Второй электрод площадью 300 см² помещают в пояснично-крестцовой области. Воротниковый электрод чаще всего соединяют с положительной клеммой аппарата для гальванизации. Через каждую процедуру длительность воздействия увеличивают на 2 минуты, а силу тока – на 2 мА, начиная с 6 минут и 6 мА, вводят их до 16 мин и 16 мА. На курс лечения 15-20 процедур.

Терапевтический аппарат Эльфор-Проф предназначен для осуществления процедур гальванизации и электрофореза. Он является улучшенным функциональным аналогом физиотерапевтического аппарата для электрофореза Поток-1.

Аппарат Эльфор-Проф (рис. 11.2) выполнен на современной элементной базе с использованием микроконтроллера. Это позволило расширить функциональные возможности аппарата, сделать его на уровне современной медицинской техники.

В аппарате использован многооборотный регулятор силы тока, который не имеет упоров в крайнем левом и крайнем правом положениях. При таком решении в аппарате Эльфор-Проф, во-первых, всегда автоматически устанавливается нулевое значение тока при включении аппарата, что является выжней мерой электробезопасности. Во-вторых, настройка величины тока в процессе работы происходит более плавно и точно.



Рис. 11.2. Терапевтический аппарат Эльфор-Проф.

В аппарате Эльфор-Проф имеется встроенный таймер, что значительно упрощает контроль времени выполнения процедуры. Оператор имеет возможность установить одно из следующих дискретных значений времени: 10, 15, 20, 25 и 30 мин. По истечении установленного временного интервала выполнение процедуры прекращается автоматически.

В аппарате Эльфор-Проф реализован режим стабилизации тока, при котором автоматически поддерживается выставленное значение тока в течение всей процедуры. В режиме электрофореза могут вводиться лекарственные препараты более 150 наименований (таблица 11.1).

При проведении процедур ток поступает к больному через *электроды* по токонесущим проводам. Электроды состоят из *свинцовых пластин* толщиной 0,3-1 мм, влажной гидрофильной матерчатой прокладки и шнура.

*Таблица 11.1.
Технические характеристики аппарата Эльфор-Проф.*

<i>Наименование</i>	<i>Значение</i>
Напряжение питающей сети переменного тока, В	220±20
Частота питающей сети переменного тока, Гц	50
Потребляемая мощность, Вт, не более	20
Максимальный ток в цепи пациента, мА	50±5

Диапазоны регулировки тока, мА	0-5 0-50
Таймер выполнения процедуры, мин.	10-30
Дискретность установки таймера, мин.	5
Габаритные размеры корпуса, мм, не более	255×95×170
Масса без упаковки, кг, не более	1,5

Прокладки изготавливают из 12-16 слоев белой фланели. Они должны быть достаточно теплыми, чтобы кожные поры расширились. Во избежание опасности соприкосновения кожи больного с металлической пластинкой необходимо, чтобы прокладка выступала со всех сторон за края пластинки на 1,5-2 см. Назначение прокладки – создание равномерного по плотности контакта электрода с телом больного, снижение высокого сопротивления кожи.

Электроды бывают различной формы и размеров. Чаще применяют электроды прямоугольной формы, но иногда необходима специальная форма электрода, например, полумаска для гальванизации в области лица, «воротник» для гальванизации области верхней части спины и надплечий, воронка для гальванизации области уха, ванночка для гальванизации области глаза. В гинекологической практике применяют специальные полостные электроды – влажлищные, в хирургии (проктологии) – ректальные и т. д. Площадь электродов различна, поэтому различна и площадь прокладок.

В качестве электродов используют свинцовые пластинки, так как они очень гибкие и легко принимают форму тех участков тела, на которые накладываются. Пластинки должны быть гладкими, без острых углов, чтобы плотность тока была равномерной.

Катодный и анодный электроды могут быть одинаковой площади, или один из них может быть меньших размеров –

так называемый, активный электрод. Плотность тока на 1 см^2 прокладки у активного электрода оказывается большей, потому что происходит сгущение силовых линий. При проведении процедуры активный электрод накладывают на участок, где необходимо обеспечить максимальное действие тока.

При назначении гальванизации допустимая сила тока устанавливается соответственно площади активного электрода с учетом особенностей области тела, подвергаемой воздействию, а главное – с учетом состояния больного.

Различают поперечное и продольное расположение электродов. При поперечном расположении электроды помещают друг против друга на противоположных участках тела (воздействие обеспечивается на более глуболежащие ткани). При продольном расположении электроды находятся с одной стороны тела (воздействию подвергаются поверхностно-расположенные ткани).

§ 11.2. Лекарственный электрофорез

Лекарственный электрофорез представляет собой сочетание, т.е. одновременное воздействие на организм больного с лечебной целью постоянного электрического тока и лекарственного вещества, поступающего в организм с током через неповрежденные кожные покровы или слизистые оболочки.

Впервые возможность введения в организм лекарственных веществ электрическим током через неповрежденную кожу была доказана в работах французского исследователя S. Le Duc (1908). Научной основой для подобных исследований явились открытие С. Аррениусом электролитической диссоциации, в результате которой в растворах электролитов постоянно присутствуют не только нейтральные молекулы, но и разноименно заряженные ионы. Доля молекул, постоянно диссоциирующих на ионы, так же как и количество молекул, одновременно образующихся из ионов,

зависит от природы вещества, концентрации раствора, его температуры, а при идентичности этих условий — от природы растворителя. Чем больше диэлектрическая проницаемость растворителя, тем большую степень диссоциации он вызывает и тем больше ионов присутствует в растворе. Поэтому, наиболее часто, в качестве растворителя применяют воду, обладающую наибольшей диэлектрической проницаемостью среди растворителей. Для веществ, не растворяющихся в воде, в качестве растворителей, обеспечивающих диссоциацию молекул растворяемого вещества, могут быть использованы водные растворы диметилсульфоксида (ДМСО), глицерин, этиловый спирт и др. Их диэлектрическая проницаемость соответственно равна 48.9; 43; 25.8 и т. д., воды — 81 [Герасимов Я. И., Древнич В. П. 1966].

Подведение постоянного электрического тока к раствору, как уже отмечалось, вызывает в нем противоположно направленное перемещение ионов. Положительно заряженные ионы, перемещающиеся к отрицательному электроду (катоде), называют катионами, ионы с отрицательным зарядом, движущиеся в противоположном направлении — анионами.

Такое же перемещение ионов под влиянием постоянного тока происходит и в тканях организма, содержащих значительное количество растворенных солей. Если же между электродами и поверхностью тела поместить раствор какого-либо медикамента — электролита, то содержащиеся в нем ионы лекарственного вещества, отталкиваясь от одноименно заряженного электрода и направляясь к электроду другой полярности, будут проникать внутрь тканей организма, что и используется при лекарственном электрофорезе.

Количество лекарственного вещества, поступающего в организм с током, и характер его распределения в тканях, имеющие существенное значение в механизме лечебного действия, определяются следующими факторами и явлениями. Каждый ион в растворе электролита окружен молекулами

раствора и ионами, имеющими противоположный по знаку заряд, так называемой атмосферой.

Перемещающиеся под влиянием тока ионы испытывают тормозящее действие молекул растворителя, ионной атмосферы и ионов, перемещающихся в противоположном направлении. Величина тормозящего действия перечисленных факторов зависит от концентрации раствора, его температуры, вязкости среды и других условий. В водных растворах скорость движения ионов при напряженности электрического поля 1 В/см составляет несколько сантиметров в час, например для ионов калия (K^+) – 1 мм см/ч, во много раз большей скоростью обладают водородные ионы (H^+) – 10 см/ч и ионы гидроксила (OH^-) – 1 см/ч [Герасимов Я. И., Древич В. П., 1966].

Согласно первому закону Фарадея, количество вещества, перемещающегося в растворе под влиянием тока или выделяющегося на электроде, прямо пропорционально количеству тока, проходящего через раствор.

Согласно второму закону Фарадея, для перемещения в растворе химического эквивалента иона, (частное от деления молярной массы на валентность) или выделения его на электродах требуется одно и то же количество электричества – $9.65 \cdot 10^4$ Кл, называемое числом, или постоянной Фарадея. Количество же выделяющегося на электроде или переносимого в растворе вещества определяется по формуле:

$$m = MIt/nF, \quad (11.2)$$

где m – количество вещества, выделяющегося на электроде или переносимого в растворе при прохождении тока I в течение времени t , F – число Фарадея, M – молярная масса, n – валентность иона. Однако, в тканях организма, и в наибольшей степени, ранее упомянутые закономерности электрокинетических процессов претерпевают существенные изменения. Кожные покровы представляют собой не только значительный механический барьер, но и являются активно действующим органом, обладающим многими функциями, направленными на поддержание гомеостаза. При этом

выделяются жировые вещества и соли, выделяющиеся с потом, слущивающийся эпидермис. Слущивающиеся роговые пластинки эпидермиса и жировые вещества приводят к дальнейшему увеличению и без этого весьма высокого сопротивления кожи, а следовательно, к уменьшению общего количества ионов, поступающих при электрофорезе в организм. Устранение упомянутых выше факторов достигается протираaniem участков кожи, на которые предполагается наложить электроды, спиртово-эфирной смесью или промыванием их теплой водой с мылом. Значение других факторов, влияющих на электрогенное поступление ионов лекарственных веществ в ткани, изучены в специальных исследованиях В.С. Улащиком (1976, 1979) и приводится далее.

Определенное влияние на поступление ионов лекарственных веществ в организм оказывает активная кислотность кожи (РН). Сдвиг реакции кожи в кислую сторону снижает ее проницаемость для катионов и повышает ее для анионов. Ощелачивание кожи ведет к обратным изменениям ее проницаемости.

Кожа более проницаема для ионов, имеющих положительный заряд. Поэтому электрофорез веществ с амфотерными свойствами (белки и аминокислоты) целесообразнее проводить с анода, подкисляя рабочий раствор. Отмечается обратная зависимость количества поступающего в ткани вещества от размеров ионов и их валентности. Большему проникновению ионов через кожу способствует уменьшение гидротации ионов путем нагревания рабочих растворов.

В зависимости от выраженности перечисленных обстоятельств, тормозящее проникновение ионов в ткани, несоответствие реального переноса веществ при электрофорезе через кожу переносу веществ, происходящему в растворе, по данным В.С. Улащика (1967), может колебаться от 37.9 (литий) до 85% (ганглерон).

Количество ионов лекарственного вещества, поступающего с током в ткани в немалой степени зависит и от выбора

растворителя. Лучшим из них, обеспечивающим наибольшую диссоциацию, а следовательно, и наибольшее количество ионов лекарственного вещества, является, как уже отмечалось, дистиллированная вода. Ионизация молекул самой воды незначительна и ее можно не принимать во внимание. Не следует пользоваться в качестве растворителя физиологическим раствором (0.85% раствор хлорида натрия) или раствором бикарбоната натрия, т.к. в них содержится значительное количество ионов, которые, обладая большей электрофоретической подвижностью, значительно ограничивают поступление в ткани лекарственного вещества. Само собой разумеется, что лекарственное вещество, применяемое для электрофореза не должно содержать каких-либо примесей.

При прохождении постоянного тока через участок тела, на поверхности которого помещают прокладки, пропитанные раствором лекарственного вещества, через кожу, как и через любую пористую мембрану осуществляются не только электрофорез, но и диффузия и электроосмос. Согласно исследованиям И.Иптера (1958), а также В.С. Улащика (1968), электроосмос не имеет существенного значения в переносе лекарственных веществ в ткани организма. Согласно наблюдениям и расчетам Улащика на долю электрофореза приходится 90-92% лекарственных веществ, поступающих в организм, на долю диффузии — 5-8% и на долю электроосмоса — 1-3%. Этим же автором установлено, что увеличение плотности тока от 0.03 до 0.1 мА/см² при одной и той же длительности, а также увеличение продолжительности процедур от 10 до 30 минут, не сказывается на состоянии ионофоретической проницаемости кожи возрастом.

Определение количества вещества, поступающего организм при электрофорезе, осуществлялось И.Ипсером. В разработанной им таблице представлены данные для ряда веществ. В.С.Улащик разработал более универсальный метод определения количества вещества, поступающего с током в организм, по формуле с учетом возраста больного, локали-

зации электродов, количества электричества и концентрации раствора. Расчеты проведенные упомянутым методом показывают, что в течение одной минутной процедуры из 1% раствора, при силе тока 10 мА, в организм поступает 2-5% лекарственного вещества, использованного при проведении процедуры, например, 6.12 мг аскорбиновой кислоты, 5 мг новокаина.

Что касается глубины проникновения лекарственных веществ в ткани при электрофорезе, то большинство исследователей отмечают их проникновение в верхние слои кожи и образование там так называемого кожного депо, из которого задерживающиеся там до 3-20 дней лекарства диффундируют в кровь и лимфу и разносятся по всему организму. Так, В.С.Улащик (1976), что после процедуры электрофореза, радиоактивные вещества обнаруживались в основном в эпидермисе и, собственно в коже. При повторных процедурах концентрация введенного вещества нарастала в более глубоких тканях.

P.D. Gadsby (1979), применив электронно-микроскопический метод исследования, также констатировал, что электрофоретически введенные ионы железа обнаруживались только в эпидермисе и собственно в коже. По данным же Н. А. Барсукова, сульфаниламиды и антибиотики обнаруживались не только и подкожной клетчатке, но и в мышцах на глубине 2-3 см, что, вероятно, является результатом гематогенного проникновения.

В связи с поисками путей повышения эффективности лечения, в последнее время, для электрофореза часто применяют не только гальванический, но и различные импульсные токи. Исследования (Г.К. Колтович (1982, 1983)) электрофоретической способности некоторых токов показали, что общее количество веществ, вводимых в организм диадинамическими токами, составляло от 20% (ритм синкопа) до 86% (двухтактный непрерывный ток) в сравнении с количеством вещества, переносимым гальваническим током. Перенос вещества флюктурирующим током был в 7 раз

меньше. Выпрямленные синусоидальные токи [СМТ- I III. IV рода работы (РРР)] вводили в ткани около 60% вещества по сравнению с гальваническим током. По электрофоретической активности, т. е. по переносу вещества в миллиграммах одним Кулоном заряда (мг/Кл), «ритм синкопа» и «двухтактный волновой» из диадинамических токов, а также II РР СМТ не уступали гальваническому току.

Глубина проникновения вещества в ткани, определявшаяся радиометрическим методом, при II РР СМТ, ритме синкопа и волновых диадинамических токах оказалась большей, чем при гальваническом, при I, III, IV РР СМТ и непрерывных диадинамических токах — соответствующей глубине при гальваническом токе, а при флюктуирующем, «коротком» и «длинном» периодах диадинамических токов — уступающей глубине при гальваническом токе.

О лекарственном электрофорезе, как способе введения в организм лекарственных веществ электрическим током, не следует говорить и тем более писать не только потому, что постоянный ток оказывает существенное влияние на ткани и организм, но и из тех соображений, что в сравнении с другими способами введения лекарств — внутривенным, инъекционным, ингаляционным и др. — в организм поступает, несмотря на трудоемкость процедуры, незначительное количество лекарственного вещества — 2-5% от используемого в процедуре. Вряд ли можно рассчитывать на лечебный эффект такого количества отдельно взятого лекарственного вещества. Однако было бы ошибкой игнорировать такие малые дозы лекарственных веществ в сочетании с действием тока. Нельзя рассматривать действие электрофореза и как простую сумму влияния тока и лекарственного вещества. Электрический ток, приводя ткани, в том числе и рецепторы, в состояние повышенной активности, возбуждая их, делает их более чувствительными к действию лекарств. Об этом свидетельствуют и опыты В. С. Улащика (1976). При этом ток может не только усиливать, но и ослаблять действие лекарств и изменять их фармако-динамику. Несомненно,

также и то, что лекарственные вещества могут оказывать влияние на действие тока, усиливая или ослабляя его. Для оправданного лечебного применения электрофореза еще не изученного лекарственного вещества недостаточно ориентироваться только на теоретические предпосылки. Необходимо проведение физико-химических исследований, а также экспериментально-клинической проверки биологического действия и эффективности методики в сравнении с действием одного тока.

Медленное поступление, накопление в кожном депо и затем диффундирование в лимфо- и кровоток большинства несильно действующих веществ, наряду с активным влиянием тока, позволяют считать в методе лекарственного электрофореза, преимущественным действие постоянного тока. Об этом свидетельствуют факты примерно равной эффективности применения по одной и той же методике гальванизации и электрофореза ряда веществ, например, «транскардиального» электрофореза магния и гальванизации. Исключение составляет лишь электрофорез сильнодействующих веществ. Так, в опытах 1908 года, преобладающим было действие стрихнина и цианистых соединений. На первый план при электрофорезе выступает действие гистамина, адреналина и других веществ с выраженным специфическим воздействием на организм.

При назначении лекарственного электрофореза, наряду с учетом действия тока и лекарства, исходят и из особенностей присутствующих этому методу. К ним относятся:

- постепенное накопление лекарственного вещества в эпидермисе, а также собственно в коже, задержка его там на несколько суток (депо) при курсовом применении. Это обстоятельство целесообразно использовать в тех клинических ситуациях, когда нужно сосредоточить действие тока и лекарственного вещества на каком-то ограниченном участке тканей, например, на суставе, в области травмы, рубца и т.д. Нахождение определенных лекарственных веществ в кожном депо может оказывать рефлекторно-сегментарное влияние на

центральную нервную систему и внутренние органы. Возможно также и общее рефлекторное действие — ионные рефлексы по Щербаку;

- непрерывное в течение длительного времени поступление лекарственного вещества в кровоток из депо, что целесообразно использовать при хронических патологических состояниях, когда нет необходимости в больших, так называемых ударных дозах, например, электрофорез йода при гипер- или дистиреозе.

Поступление лекарственных веществ в кровь можно усилить путем сочетания электрофореза с индуктотермией, или путем комбинирования предварительного (за 30-90 мин) воздействия сверхвысокочастотными электромагнитными колебаниями [Климовская И. Г., 1979], ультразвуком [Улащик В. С., 1979] или инфракрасным и видимым излучением;

- отсутствие побочных действий, имеющих место при введении препаратов инъекционным способом или *per os*;

- поступление лекарственного вещества в организм в виде ионов, т. е. в активно действующей форме.

Как уже отмечалось, в последнее время, с целью усиления какого-либо компонента лечебного действия применяют выпрямленные синусоидальные модулированные или диадинамические токи. При этом СМТ усиливают местно анестезирующее действие при электрофорезе новокаин-адреналиновой смеси, а диадинамические токи пролонгируют его. Применение при электрофорезе никотиновой кислоты, I и IV PP СМТ или непрерывных динамических токов вызывает более значительное и продолжительное усиление регионарного кровотока по сравнению с применением гальванического тока Колтович Г. К. (1982, 1983).

Лекарственный электрофорез применяется в лечебной практике более 50 лет. Однако он не везде получил одинаковое распространение. Так, из 302 проанкетированных физиотерапевтических кабинетов США, электрофорез в 1971

г. использовался лишь в 79 и только в 6 из них более чем у 5% пациентов.

Основными областями его применения являлись заболевания кожи, органов уха, горла, носа, полости рта [Вопле О.С., 1981]. Перечисленные области применения свидетельствуют об использовании этого метода лишь для местных воздействий.

Приведенный выше анализ физических процессов, составляющих основу лекарственного электрофореза, свидетельствует о том, что даже при методиках классического электрофореза, при которых электрический ток не может пройти в организм, минуя лекарственный препарат, количество ионов вещества, проникающее в организм, крайне мало (2-5% от помещаемого на прокладку). Если же электроды располагают на поверхности тела, а лекарственное вещество вводят в организм внутривенно, интрахеально, внутрь матки, прямой кишки, других органов и тканей или же наносят его на поверхность тела, но не под электроды, то никакого электрофореза или другого перемещения этого лекарственного вещества под влиянием тока не может быть. Поэтому названия внутритканевой, внутриорганный, интрацеребральный «электрофорез» или «электродрегинг» следует рассматривать как не соответствующие сущности процессов, происходящих при упомянутых процедурах.

Показания для лечебного применения лекарственного электрофореза определяются перечисленными ранее особенностями действия этого метода на организм. Исходя из ведущей в этом методе роли тока, наибольшая плотность которого и вызываемые им реакции образуются в подэлектродных тканях, основными показаниями для лекарственного электрофореза должны быть местные и региональные процессы. Из этих же соображений подбирается и лекарственное вещество. На общее действие лекарственного вещества можно рассчитывать главным образом при функциональных вегетативно-сосудистых расстройствах и сос-

тояниях при которых достаточно микро-дозы лекарственных веществ, например йода при гипер- или дистиреозе.

Техника проведения процедур. Для проведения лекарственного электрофореза применяют такие же электроды, как и для гальванизации. Чаще всего, это металлическая пластинка или графитизированная ткань, соединяемая проводом с клеммами аппарата и матерчатая гидрофильная прокладка. Для того, чтобы заставить ионы лекарственного вещества перемещаться внутрь тела, вещество располагают на пути тока таким образом, чтобы ток не мог пройти мимо него. Для этого на поверхность тела накладывают 1-2 слоя фильтровальной бумаги, вещества по размеру соответствующих матерчатой прокладке. На фильтровальную бумагу помещают смоченную водой и хорошо отжатую матерчатую прокладку, а на нее — металлическую пластинку. Затем электрод фиксируют. Фильтровальную бумагу под вторым электродом смачивают водопроводной водой или, при необходимости введения ионов другой полярности, раствором лекарственного вещества.

При проведении полостных процедур электрод, вводимый в полость, например в нос, обертывают слоем ваты, пропитанной раствором лекарственного вещества. В ряде случаев полость заполняют раствором лекарственного вещества и затем вводят в нее электрод таким образом, чтобы исключить соприкосновение металлической части электрода с телом. Например, при электрофорезе области предстательной железы ампулу прямой кишки заполняют раствором лекарственного вещества и вводят электрод, соединяемый с соответствующей клеммой аппарата. Второй электрод (пластинчатый) помещают над лобком. При электрофорезе уха при положении больного на боку в слуховой проход закапывают раствор лекарственного вещества, заполняют его ватным тампоном и сверху на тампон помещают матерчатую прокладку и токопроводящую пластинку электрода. Второй электрод располагают в шейно-затылочной области или на противоположном плече.

Ионы лекарственных веществ вводятся с электрода одноименной полярности. Например, ионы металлов и большинство алкалоидов вводят с положительного, а ионы кислотных радикалов и металлоидов – с отрицательного электрода.

Сложнее обстоит дело с электрофорезом белков, являющихся амфотерными полиэлектролитами. Их растворы для электрофореза должны иметь определенное значение рН, которое, не нарушая активности белка, способствовало бы его оптимальному форезу, т. е. отличалось, насколько это возможно, от изоэлектрической точки. Для электрофореза белков нужно пользоваться либо уже разработанными рецепторами растворителей, либо проводить предварительные исследования по выяснению влияния постоянного тока на свойства белка при различных растворителях. В С. Улащик (1979) на основании проведенных исследований предлагает вместо буферных растворов пользоваться подкисленной (введение с анода) либо подщелачиваемой (введение с катода) дистиллированной водой. Следует, однако, иметь в виду, что из-за больших размеров белковых молекул для электрофореза можно использовать только некоторые белки – гиалуноридазу и ее соединения, трипсин, фибринолизин и т.д. При этом их проникновение в ткани весьма незначительно и неглубоко (только в самые поверхностные слои эпидермиса).

Молекулы аминокислот имеют меньшие размеры. Они лучше проникают с током через кожу. Однако выбор растворителя должен проводиться так же, как и для белковых веществ с учетом изоэлектрической точки, имея в виду, что аминокислоты могут быть нейтральными, основными и кислыми. В подкисленных растворах аминокислоты форетируют с анода, а в подщелоченных – с катода. Из аминокислот для электрофореза применяют гистидин, глютаминовую кислоту, метионин и др.

Подробные сведения об электрофорезе отдельных веществ содержатся в монографиях А. П. Парфенова (1973) и В. С. Улащика (1979).

В заключение следует отметить, что при прохождении постоянного тока через определенный участок тела, ионы не только поступают в организм, но и выводятся из него. Процесс выведения ионов, называемый элиминацией, не получил практического применения в связи тем, что из организма выводится очень небольшое количество вещества. При этом элиминируются не те ионы, которые необходимо удалить из организма, например ионы токсических веществ, а преимущественно те, что находятся в поверхностных подэлектродных тканях и обладают большей форетической подвижностью.

Иногда, лекарственное вещество вводят в организм одним из способов, например *per os*, внутривенно, внутримышечно или интратрахеально, и одновременно воздействуют на место поступления лекарства, например на проекцию легких, постоянным током с расположением электродов на поверхности тела, рассчитывая, что при этом происходит так называемый интратканевый электрофорез. Рассмотренные в этой главе физические процессы, как уже указывалось ранее, не дают оснований рассчитывать на форез лекарственного вещества, введенного внутрь организма. При упомянутых сочетаниях происходит активизирование кровообращения в подэлектродных тканях и в меньшей степени в тканях метамера, относящегося к тому же сегменту спинного мозга, что и подэлектродные участки.

§ 11.3. Франклинизация

Франклинизация — представляет собой лечебный метод, при котором организм больного или отдельные участки его подвергаются воздействию постоянного электрического поля высокого напряжения. Франклинизация (электростатический душ) представляет собой один из старейших способов электролечения. Электрическое поле может достигать 50 кВ. При местном воздействии 15-20 кВ.

Процедуру франклинизации проводят так, чтобы голова больного (при общем воздействии) либо другой участок тела (при местном воздействии) является, как бы одной из пластин конденсатора, в то время как второй электрод является подвешенной над головой, или устанавливаемый над местным воздействием на расстоянии 6-10 см.

Ввиду того, что сопротивление тела, по сравнению с сопротивлением воздуха, невелико, тогда все генерируемые аппаратом напряжения падают на воздушный промежуток между телом больного и электродом. Однако, при таком высоком напряжении под остриями игл закрепленных на электроде, возникает ионизация воздуха с образованием аэроионов, озона и окислов азота. В тканях расположенных против электрода, под влиянием напряжения, происходит поляризация молекул с появлением микротока в участках с хорошей электрической проводимостью, так же изменение обычного соотношения ионов в тканях. Вдыхание озона, аэроионов вызывают реакции сосудистой системы. После кратковременного спазма сосудов происходит расширение капилляров не только поверхностных тканей, но и глубоких. В результате этого стимулируются обменные процессы, процессы регенерации и восстановления функции, улучшается кровоснабжение мозга и его оболочек. Это ведёт к уменьшению головных болей, повышению артериального давления, повышению сосудистого давления, урежению пульса.

Техника проведения процедур. Воздействия статическим электричеством проводят при расположении больного на деревянном стуле или кушетке. При этом не следует размещать стул или кушетку со стороны или рядом с заземленными предметами (даже экранированными). Перед процедурой нужно удалить все металлические предметы из волос, карманов одежды больного; во избежание деформации электрического поля и нежелательного усиления воздействия в неподвижных местах. При общем воздействии, больной в легкой одежде садится на стул, ноги размещают на ножном

электроде. Резиновая обувь при этом снимается. Вторым электрод в виде «паука» с остриями, направленными вниз, подвешивается над головой больного на расстоянии 12-15 см от ее поверхности. Напряженность устанавливают на уровне 40-50 кВ. Продолжительность процедур проводимых ежедневно или через день, составляет 10-15 мин, на курс лечения 10-15 процедур. Во время проведения процедур больные не должны касаться каких-либо предметов или прикасаться к кому-либо.

При проведении местного воздействия раневая или язвенная поверхности должны быть очищены от гноя, отторгшихся масс, корок, обработаны соответствующими лекарственными растворами и осушены стерильной салфеткой. Больного располагают в удобном положении. Над областью воздействия на расстоянии 5-7 см от поверхности раны или язвы на кронштейне, привинченном к кушетке или стулу, закрепляется электрод. Под соответствующий участок тела подставляют ножной электрод. При местных воздействиях применяют напряжение 10-20 кВ. Продолжительность процедур, проводимых, как правило, во время перевязок (через 2-3 дня), составляет 10-15 мин, на курс лечения 10-15 воздействий.

Применение общей франклинизации показано при функциональных расстройствах нервной системы: неврастении с астеническим синдромом, мигрени, бессоннице, физическом и умственном утомлении и переутомлении, остаточных явлениях арахноидитов.

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Гальванизация и лечебный электрофорез как лечебные методики.
2. В каких случаях может произойти термический ожог при гальванизации?
3. Показания и противопоказания к применению гальванизации.
4. Постоянный электрический ток.
5. Лекарственный электрофорез. Механизм действия.
6. Франклиннизация
7. Как правильно расположить электроды?

ТЕСТОВЫЕ ВОПРОСЫ

1. Гальванизация - это лечебный метод, при котором используется действие на ткани человека
 - а) постоянного электрического тока малой силы
 - б) постоянного электрического тока большой силы
 - в) переменного электрического тока низкой частоты
 - г) переменного электрического тока высокой частоты
2. При лечебной гальванизации электроды накладываются на пациента
 - а) плотно без каких-либо прокладок
 - б) плотно, с толстыми гидрофильными прокладками
 - в) плотно, с тонкими гидрофильными прокладками
 - г) с воздушным зазором между прокладками и телом пациента
3. Функции аппарата для гальванизации, - это
 - а) выпрямление переменного тока, регулирование силы постоянного тока
 - б) выпрямление переменного тока
 - в) понижение напряжения переменного тока

г) выпрямление переменного тока с повышением напряжения

4. При процедуре гальванизации устанавливают величину тока, а не напряжения, так как

- а) сила тока не зависит от сопротивления тканей в отличие от напряжения
- б) сила тока при процедуре не изменяется с течением времени
- в) эффект воздействия зависит именно от силы тока
- г) сила тока не зависит от напряжения для биотканей

5. Возбуждение или торможение деятельности клеток при лечебной гальванизации вызывается

- а) поляризацией молекул
- б) вращением полярных молекул
- в) рекомбинацией ионов
- г) изменением концентрации ионов

6. При лечебной гальванизации под электроды помещают прокладки, смоченные водопроводной водой, для того, чтобы

- а) предотвратить электрический ожог от электрического тока
- б) предотвратить химический ожог продуктами электролиза
- в) улучшить контакт электродов с телом пациента
- г) увеличить сопротивления контакта электрод – кожа

7. Электрофорез - это

- а) введение лекарственных веществ с помощью низкочастотного тока
- б) лечебная гальванизация, совмещенная с введением лекарственных веществ
- в) введение лекарственных веществ с помощью высокочастотного тока
- г) введение лекарственных веществ с помощью ультравысокочастотного тока

ГЛАВА 12.

АППАРАТЫ И СИСТЕМЫ ДЛЯ ВОЗДЕЙСТВИЙ ЭЛЕКТРИЧЕСКИМ ТОКОМ РАЗЛИЧНОЙ ЧАСТОТЫ

§ 12.1. Флюктуоризация

§ 12.2. Амплипульстерапия

**§ 12.3. Аппарат для терапии модулированными
синусоидальными токами**

§ 12.4. Аппарат для электросна

§ 12.1. Флюктуоризация

Флюктуоризация – применение с лечебной целью переменного, частично выпрямленного или выпрямленного тока и тока низкого напряжения с хаотически изменяющимися до 2000 Гц частотой и амплитудой. Применение этих колебаний преимущественно для стоматологической практики было предложено в 1960 г. А. Р. Рубиным.



Рис. 12.1. Аппарат «Флюктуоризация»

В методе используются колебания напряжения с шумовым спектром, т. е. с аperiodическими изменениями частоты колебаний в пределах от 100 до 2000 Гц, напряжения – от 0 до 100 В и плотности тока – до 3 мА/см².

Серийно выпускаемые аппараты для флюктуоризации генерируют три следующих вида колебаний напряжения:

- переменные, при которых колебания электрического напряжения симметричны, но совершаются с постоянно хаотично меняющимися частотой и амплитудой (рис. 12.2, а);
- частично выпрямленные, при которых частота и амплитуда колебаний беспорядочно меняются как и при первом виде. Однако в одном из направлений колебания не

достигают своей максимальной, т.е. такой, же в обратном направлении, величины (рис. 12.2, б);

- выпрямленные, представляющие собой постоянный пульсирующий ток с беспорядочно меняющимися частотой и амплитудой пульсаций (рис. 12.2, в).

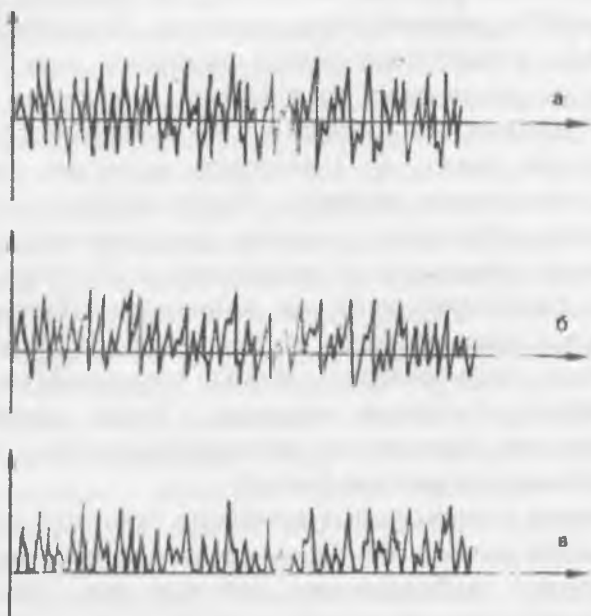


Рис. 12.2. Графическое изображение флюктуирующих токов.
а – переменный симметричный ток; б – переменный асимметричный ток, в – выпрямленный ток.

Механизмы лечебного действия. Отличающиеся физические свойства определяют и различное влияние каждого вида колебаний. Наименьшее возбуждающее действие оказывают симметричные колебания, поскольку изменения концентрации ионов у полупроницаемых мембран, в какой-то степени, сглаживаются такими же изменениями концентрации ионов, происходящими в противоположном направлении и при изменении направления тока. Возбуждающее

действие в каждый отдельный момент времени определяется частотой колебаний, и следовательно, длительностью и амплитудой колебания. При этом, при одной и той же амплитуде, возбуждающее действие заметно усиливается при уменьшении частоты колебаний. Поскольку значения этих параметров беспорядочно меняются, то моменты больших возбуждений возникают также хаотично. Выраженность их может быть регулируема только величиной тока. В таких условиях на одинаковых по площади электродах возбуждающее действие под каждым из них одинаково. Усиления действия под одним из электродов достигает соответственным уменьшением размеров. Аперииодичность возникновения пиков возбуждения повышает раздражающее действие и уменьшает адаптацию по сравнению с действием периодических колебаний такой же амплитуды. Поэтому, при значительной выраженности воспалительного процесса, от применения этого режима следует воздерживаться из-за возможности обострения процесса. Такие явления мы наблюдали при применении интерференционных токов с аперииодичным следованием биений.

Частично выпрямленные колебания при такой же неупорядоченности возникновения пиков во времени оказывают более сильное возбуждающее действие пал, электродом, соединенным с отрицательной клеммой аппарата. Все реакции на действие этих токов в большей степени выражены под отрицательным электродом. Проявляются эти реакции при надпороговой силе тока аритмическими фибрилляциями мышечных волокон, переходящими при дальнейшем увеличении силы тока в нерегулярные подергивания мышц. При этом в подэлектродных тканях улучшается кровообращение и несколько повышается температура. Это повышение обусловливаемое оживлением кровообращения удерживается в течение 40-60 мин после воздействия. Возбуждение большого количества нервных и мышечных волокон в зоне прохождения тока создает массивную проприоцептивную

импульсацию в центральную нервную систему, ведущую к болеутолению, как и при других импульсных токах.

Улучшение крово- и лимфообращения, активизация фагоцитарной деятельности лейкоцитов, снижение болевых проявлений, обеспечивают противовоспалительное действие флюктуирующих токов.

Выпрямленные колебания, по сути дела, представляют собой постоянный пульсирующий ток с хаотично меняющимися по частоте и амплитуде пульсациями. Поэтому наряду с действиями, которыми обладают невыпрямленные и частично выпрямленные колебания, при применении выпрямленных флюктуирующих токов проявляется действие и постоянной составляющей, напоминающее влияние гальванического тока. В целом же, воздействие выпрямленных флюктуирующих колебаний близко к диадинамическим токам. Отличие заключается лишь в том, что при выпрямленных флюктуирующих колебаниях, возбуждения, вызываемые пиковыми значениями тока, и связанные с ними ощущения не ритмичны, как в диадинамических токах, а хаотичны, что делает их возбуждающее действие более сильным. Постоянное направление этой формы тока позволяет использовать ее и для лекарственного электрофореза, при котором действие тока усиливается соответствующим лекарственным веществом.

Техника проведения процедур. Флюктуоризация, как и воздействия другими импульсными токами, осуществляется через контактные электроды. Один из них, в зависимости от цели воздействия, может располагаться внутри зуба, на десне, слизистой оболочки или на поверхности кожи. Второй электрод чаще всего берут больших размеров – и 8x10 см, помещают на шейный отдел позвоночника. Интенсивность воздействия устанавливают по ощущению больного. Различают три степени интенсивностей. При слабой степени интенсивности под меньшим электродом ощущаются легкая вибрация, покалывание. Что соответствует плотности тока до 1 mA/cm^2 . Средняя степень характеризуется слабыми

подергиваниями поверхностных мышц. Это соответствует плотности тока $1-2 \text{ мА/см}^2$. При большой интенсивности воздействия видимы выраженные подергивания поверхностных и глубоких мышц. Она соответствует плотности тока свыше 2 мА/см^2 .

Продолжительность воздействия в зависимости от конкретных условий составляет от 5 до 15 мину, на курс лечения 3-15 процедур, проводимых ежедневно или через день.

Показания: состояния после оперативного лечения по поводу острых гнойных воспалительных процессов, острый и хронический обострившийся артрит височно-нижне-челюстного сустава, невралгии, глосалгии, альвеолит, боли после пломбирования зуба и другие подобные состояния.

Противопоказания: злокачественные новообразования, кровотечения, гипертоническая болезнь III стадии, синдром Меньера.

§ 12.2. Амплипульстерапия

В 1963 г был разработан аппарат для осуществления лечения токами «Амплипульс» (рис.12.3). Метод амплипульс терапии заключается в воздействии на организм с лечебной целью синусоидальными модулированными токами (СМТ).



Рис.12.3. Аппарат «Амплипульс»

Токи, используемые в этом методе, являются переменными синусоидальными с частотой, относящимися к диапазону 2-5 кГц, модулированными по амплитуде низкими частотами в пределах от 10 до 150 Гц. В результате модуляции, заключающейся в периодическом увеличении и уменьшении амплитуды колебаний тока частоты 2-5 кГц, образуются, как бы отдельные серии колебаний тока – амплитудные пульсации (рис. 12.4), похожие на биения, возникающие в тканях при интерференции двух токов. Однако, между пульсациями и биениями имеется существенная разница. Она заключается в том, что биения переходят одно в другое без каких-либо пауз или даже при наличии небольших переходных значений тока, что придает действию биений тока на ткани непрерывный характер. Это уменьшает их возбуждающее действие и способствует привыканию к ним тканей.

При амплитудной модуляции, осуществляемой в аппаратах для амплипульстерапии, серии колебаний тока частотой 2-5 кГц отделены друг от друга промежутками с нулевой амплитудой. Воздействие таких серий колебаний на ткани носит прерывистый характер, что значительно повышает их возбуждающее действие и уменьшает привыкание к ним организма.

Амплипульстерапия – это применение с лечебной целью синусоидальных модулированных токов (СМТ). СМТ являются токами переменного направления с несущей частотой от 2 до 10 кГц, модулированные низкой частотой от 1 до 150 Гц и по амплитуде.

Вследствие относительно большой несущей частоты этот ток не встречает значительного сопротивления кожи, свободно проходит вглубь тканей, не вызывая при этом ощутимого раздражения кожных рецепторов, поэтому под электродами нет ощущения жжения. Благодаря низкой частоте модуляции ток оказывает активное влияние на глубоко расположенные ткани. Изменяя параметры модуляции можно получить самые различные терапевтические

эффекты: обезболивающий, стимулирующий, спазмолитический, улучшение кровоснабжения и др.

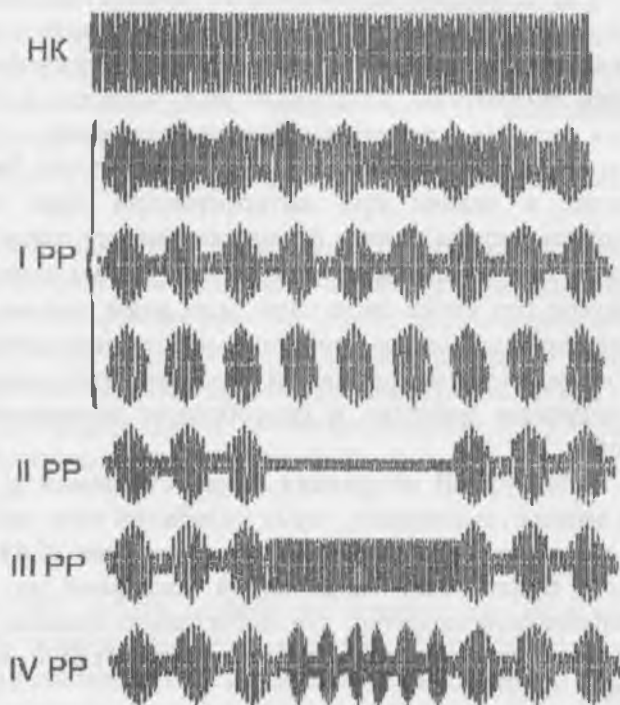


Рис. 12.4. Графическое изображение синусоидальных модулированных токов, генерируемых аппаратами «Амплипульс».

Для амплипульстерапии предусмотрена генерация пяти основных родов работы (рис. 12.4):

- СМТ 1 (постоянная модуляция, I PP) — это непрерывный синусоидальный ток с несущей частотой 5 кГц (или другой — по выбору врача), который, может модулироваться низкой фиксированной частотой (в диапазоне 1 — 150 Гц) и по амплитуде с различной глубиной. Из всех родов работы он обладает наименьшим возбуждающим

действием, которое возрастает с уменьшением частоты модуляции и увеличением ее глубины. Ток СМТ 1 повышает электропроводность тканей, потенцируя действие других СМТ, поэтому часто используется как вводный ток, оказывает кратковременный анальгетический эффект, обладает хорошей электрофоретической способностью.

- СМТ 2 (посылка – пауза, II PP) – это фактически СМТ 1, который подается в прерывистом режиме. Этот ток оказывает выраженное возбуждающее действие на нервно-мышечный аппарат и его используют для электростимуляции.
- СМТ 3 (посылка – несущая частота, III PP) – это чередование посылок СМТ 1 (ток, модулированный низкой частоты) с посылками немодулированного тока частотой 5 кГц (или другой, по выбору врача). Он обладает длительным анальгетическим эффектом и у него менее выражено нейростимулирующее действие; этот ток оказывает противоотечное, противовоспалительное и антиспастическое действие.
- СМТ 4 (перемежающиеся частоты, IV PP) – это ток, в котором чередуется синусоидальный ток, модулированный двумя низкими частотами. Этот вид тока оказывает наибольший анальгетический эффект, который при уменьшении разности между выбранной частотой модуляции и частотой 150 Гц значительно возрастает. При увеличении этой разницы усиливается возбуждающее и трофическое действие.
- СМТ 5 (перемежающиеся частоты – пауза, V PP) – это фактически СМТ 4, который подается с паузой. Нейростимулирующее действие у него менее выражено, чем у СМТ 2, но преобладает трофическое действие и мягкое возбуждающее действие по сравнению с СМТ 4.

Действие синусоидальных модулированных токов весьма разнообразно. СМТ вызывают в нервных волокнах

образование биологически активных веществ, обладающих нейромодуляторными свойствами, которые не только способствуют подавлению боли, но и стимулируют трофические функции, уменьшают отечность и застой в перинеуральных пространствах. Наиболее эффективны СМТ при болевых синдромах с симпаталгиями.

СМТ активизируют сосудодвигательный центр, снимают спазм сосудов и увеличивают артериальный приток и венозный отток крови, увеличивают доставку питательных веществ к пораженным тканям и органам, способствуют их усвоению. СМТ активируют процессы метаболизма в тканях и способствуют рассасыванию инфильтратов, уменьшению отеков, усилению репаративных процессов. СМТ вызывают ритмическое сокращение мышечных групп гладкой и поперечнополосатой мускулатуры, повышают тонус кишечника, желчевыводящих путей, мочеточника и мочевого пузыря; улучшают функцию внешнего дыхания и дренажную функцию, снимают бронхоспазм, увеличивают вентиляцию легких, стимулируют секреторную функцию поджелудочной железы, надпочечников, желудка, активируют обменные процессы в печени. Применение СМТ улучшает функциональное состояние ЦНС, нормализует функции симпатoadреналовой и холинергической систем, повышает компенсаторно-приспособительные возможности организма.

Показания к назначению:

- заболевания и травмы периферической нервной системы с болевым синдромом, а также с двигательными нарушениями в виде периферических и центральных парезов и параличей;
- заболевания и травмы опорно-двигательного аппарата и костно-мышечной системы (ушибы, ревматоидный артрит, атрофия мышц, переломы костей и т.д.);
- заболевания органов дыхания (бронхит, пневмония, бронхиальная астма);

- заболевания ЖКТ (язвенная болезнь желудка и двенадцатиперстной кишки, рефлюкс-эзофагит, гастрит, дискинетические запоры, дискинезия желчевыводящих путей);
- урологические заболевания (цистит, пиелонефрит, энурез);
- хронические воспалительные заболевания придатков матки;
- заболевания сердечно-сосудистой системы (болезнь Рейно, гипертоническая болезнь I-II стадий, миелопатия, хронические нарушения лимфообращения конечностей);
- заболевания глаз и ЛОР-органов (воспалительные и дистрофические заболевания переднего и заднего отделов глаз, фарингит, вазомоторный ринит).

Противопоказания:

- общее тяжелое состояние, высокая температура тела;
- новообразования или подозрение на их наличие;
- острый гнойный воспалительный процесс;
- тромбофлебит, варикозная болезнь;
- геморрагические синдромы;
- острые боли висцерального происхождения;
- желче- и мочекаменная болезни;
- сердечно-сосудистые заболевания в стадии декомпенсации;
- выраженная синусовая брадикардия (ЧСС ниже 50 ударов в минуту);
- злокачественные прогрессирующие нарушения сердечного ритма;
- переломы костей с иммобилизованными костными отломками, разрывами мышц, сосудов и нервных стволов в течение первого месяца после наложения шва;
- активный туберкулезный процесс в легких и почках;
- беременность;
- повышенная индивидуальная чувствительность к току.

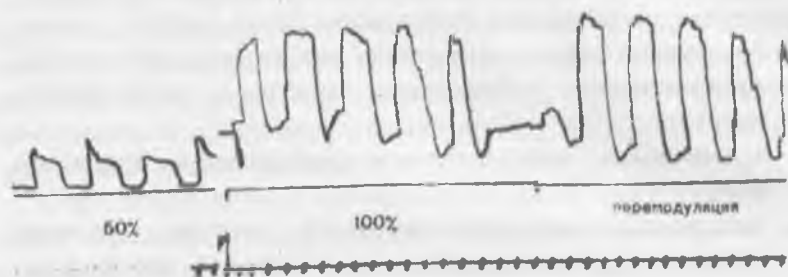


Рис. 12.5. Амплитуда сокращений икроножной мышцы, вызываемых СМТ интенсивностью 11 мА при разной глубине модуляции.

А — при глубине модуляции 5- %, б — при глубине модуляции 100%, в — при глубине модуляции, превышающей 100 % (перемодуляции).

При всех перечисленных родах работы возможно изменение глубины модуляции от 0 до 100% (см. рис. 12.5, а, б, в) и более. Это позволяет при одной и той же силе тока изменить интенсивность возбуждающего действия (рис. 12.5). При глубине модуляции 100% амплитуда между сериями колебаний достигает нулевого значения, при глубине модуляции, превышающей 100%, промежутки между сериями колебаний с нулевым значением амплитуды расширены и возбуждающее действие при одной и той же амплитуде становится особенно выраженным.

Механизмы лечебного действия. Синусоидальные модулированные токи (СМТ), имея в своей основе переменный ток повышенной частоты 5000 Гц, так же как и интерференционные токи, свободно проходят через кожу, почти не поглощаясь в ней. В результате они не оказывают раздражающего действия на кожу и не вызывают связанных с ним неприятных ощущений под электродами. Не возбуждаются и сосудистые реакции в коже.

Поглощение энергии СМТ происходит в более глубоко расположенных тканях на всем пути прохождения тока.

Однако в виду того, что наибольшая плотность тока образуется в тканях, расположенных ближе к электродам (пока ток еще не разветвился во всей массе тканей), то наиболее выраженные реакции происходят в мышечном слое. Наиболее чувствительны к СМТ нервные и мышечные волокна. Характер ощущений определяется параметрами тока, а именно — частотой модуляции. Она выбирается с таким расчетом, чтобы частота действующих на нервы и мышечные волокна серий колебаний тока была близка к частоте потенциалов действия нервов, т. е. частоте естественных стимулов, приводящих мышцу в состояние возбуждения в норме и патологии.

Частота 5000 Гц обеспечивает свободное прохождение тока «чрез кожу», а модуляция частотами 10-150 Гц — возбуждающее влияние тока на нервные и мышечные волокна.

При малой частоте модуляции серии колебаний действуют как импульсы постоянного тока, вызывая одиночные сокращения мышечных волокон. С увеличением частоты модуляции ощущения приобретают характер «крупной», «разлитой» вибрации, а затем «мелкой», но более глубокой. Увеличение глубины модуляции, при которой фактически расширяются промежутки с нулевой или недействующей амплитудой, ведет, как это было выявлено в наших исследованиях, к усилению возбуждающего действия и ощущений вибрации, хотя среднее значение силы тока при этом уменьшается. При значительной интенсивности СМТ вызываются тетанические сокращения мышц.

Прямых данных, раскрывающих первичные механизмы возбуждающего действия СМТ на возбудимые структуры, в литературе не отмечено. Однако, представляется, что и здесь для объяснения этого явления может быть применена ионно-мембранная теория, к которой мы обращались при рассмотрении механизма первичного возбуждающего действия

гальванического тока (§ 11.1). Однако, в данном случае переменный характер тока и воздействие не отдельного импульса, а серии колебаний требуют дополнений. Прежде всего, можно думать, что возбуждающее действие на клетки с электрически возбудимыми мембранами (нейрон, нервное и мышечное волокна) оказывают не все колебания серии, а только те из них, которые имеют достаточно большую амплитуду. Эти колебания, вызывая изменение отношения ионов у клеточной оболочки, ведут к ее деполяризации и распространению возбуждения по клетке. Этот процесс длится тысячные доли секунды, т.е. время, соизмеримо с длительностью каждого колебания. Затем, в результате работы калий-натриевого насоса, следует процесс реполяризации снова, через тысячные доли секунды, следующее, колебания тока поддерживает еще не закончившееся возбуждение клетки. Таким же образом действуют и остальные колебания с максимальной амплитудой в серии. Во время пауз, между сериями колебаний, восстанавливается исходное состояние клетки. При этом, чем больше пауза между сериями, тем полнее восстанавливается исходное состояние клетки и тем энергичнее реакции ее на следующую серию колебаний.

С другой стороны, чем меньше частота модуляции, тем большую продолжительность имеют серии колебаний тока, тем сильнее их возбуждающее действие. При этом в возбуждение вовлекаются не только быстро реагирующие, но и медленно реагирующие возбудимые структуры. С увеличением частоты модуляции и уменьшением продолжительности серий колебаний уменьшается возбуждающее действие тока. Оно реализуется преимущественно быстро реагирующими структурами.

В связи с тем что биологическое, а следовательно, и лечебное действие СМТ обеспечивает и определяет характер низкочастотной модуляции, эти токи несмотря на наличие несущей частоты 5000 Гц, правильнее относить к методам низкочастотной электротерапии.

Лечебное действие СМТ образуется из реакций различных органов и систем на отмечавшиеся выше возбуждения нервов (чувствительных и двигательных), рецепторов, мышечных волокон и в значительной мере проприорецепторов.

Прежде всего, следует отметить активизацию кровообращения. Она осуществляется, главным образом, рефлекторно и в результате непосредственного воздействия тока на чувствительные и вегетативные нервные волокна, а также вследствие рефлекторного усиления кровоснабжения мышечных волокон, возбуждаемых током. В зависимости от локализации воздействия активизация кровообращения может быть достигнута в любых органах и тканях, в частности, под влиянием воздействий СМТ на область воротниковой зоны больных гипертонической болезнью с начальными проявлениями атеросклероза сосудов головного мозга. Л.А. Комарова, В.В. Кирьянова (1977) отмечали нормализации кровенаполнения сосудов мозга, снижение или нормализацию начально повышенного или неустойчивого тонуса сосудов.

По данным Л.Л.Кунициной, Н. П. Лещинской и др. (1983), у больных церебральным атеросклерозом, так же как и у лиц, страдающих гипертонической болезнью, уже через 30 мин после воздействия СМТ на каротидную и воротниковую зоны, снижался исходно повышенный тонус мозговых сосудов, происходило увеличение пульсового кровенаполнения, улучшение венозного оттока, отмечалась тенденция к снижению артериального давления.

П.П.Багдасаров (1983) в результате курса лечебных воздействий СМТ на область шейных симпатических узлов и паретичные нервы больных, перенесших сосудисто-мозговой инсульт, констатировал снижение повышенного реографического индекса, уменьшение асимметрии мозгового кровообращения, улучшение венозного оттока на фоне улучшения общего состояния больных, уменьшения головных болей, увеличения силы и объема движений паретичных мышц конечностей, снижения повышенного тонуса мышц.

А.В.Воротынцева, Н.И.Стрелкова (1977) при течении больных паркинсонизмом в результате воздействий СМТ на шейный, верхне- и нижнегрудной, а также верхнепоясничный отделы позвоночника с паравертебральным расположением электродов, отмечали улучшение мозгового кровообращения, стимуляцию симпатико-адреналовой системы, повышение ее резервных возможностей, снижение мышечного гипертонуса, уменьшение дрожания.

Э.М.Орехова, Аль-Сайг Фатхи (1983) при лечении больных гипертонической болезнью в результате воздействий СМТ с глазнично-затылочным расположением электродов, также отмечали улучшение артериального притока и венозного оттока по данным РЭГ, снижение артериального давления, прекращение головных болей, улучшение общего самочувствия. Улучшение церебрального кровообращения при воздействии СМТ на область каротидных синусов или воротниковую зону отмечалось также З.З.Осмонбеговой (1984), М.Д.Сангаило, Т.В.Крушиной (1977), Н.А.Срогановой, Т.В. и другими авторами.

Приведенные работы свидетельствуют о благоприятном влиянии воздействий СМТ на состояние сердечно-сосудистой системы и центральную гемодинамику в норме при патологических состояниях.

В исследованиях И.И.Домбровской (1982) показано, что воздействия СМТ на наиболее утомленные мышцы спортсменов высокого класса после интенсивных нагрузок способствуют более быстрому снижению повышенного в результате тренировок артериального давления по сравнению со спортсменами, не получавшими таких воздействий.

Перед проведением воздействия, нужно расслабить больного таким образом, чтобы добиться максимального расслабления мышц. Прежде всего, это достигается положением больного лежа на кушетке с опущенным подбородком. Только в условиях расслабления мышц, которые не всегда достигается с первого раза, можно определить места болезненности и патологического напряжения мышц, т.е. те

участки тела, которые должны подвергаться непосредственному действию тока.

Воздействие СМТ должно проводиться в условиях расслабления мышц в связи с тем, что их лечебное действие в значительной мере реализуется через мышечные волокна и проприоцепторы.

Для проведения воздействия применяют электроды из металла и других электропроводящих веществ. Это необходимо для равномерного распределения тока по всей поверхности электрода. Под электроды помещают смоченные солевым раствором и хорошо отжатые прокладки из гидрофильного материала. Размер и форму электродов выбирают с таким расчетом, чтобы по возможности соответствовали очертаниям и размерам участка тканей, расположенных над патологическим процессом.

Воздействия проводят, применяя, в течение процедуры один или последовательно два вида модуляции. Интенсивности воздействия следует увеличивать до появления у больного хорошо выраженных ощущений вибрации. По мере уменьшения ощущений тока во время процедуры силу его нужно увеличивать. Общая продолжительность воздействия при одной локализации может составлять 6-12 мин, при трех локализациях — до 30 мин. После процедур необходим отдых в течении 30 мин.

Показания для применения метода. заболевания нервной системы, радикулит, постравматическая отечность, хронический гастрит, язвенная болезнь желудка и двенадцатиперстной кишки в фазе обострения, дискинетический запор, заболевания органов дыхания, хронические заболевания женской половой системы, импотенция мужчин, хронический простатит, ночное недержание мочи у детей и др.

Противопоказания: повышенная температура, злокачественные новообразования, нефиксированные переломы костей.

§ 12.3. Аппарат для терапии модулированными синусоидальными токами

В качестве примера аппарата для терапии модулированными синусоидальными токами рассмотрим модель, выполненную на транзисторах Амплипульс-4.

Основные технические данные аппарата: частота синусоидальных колебаний 5 кГц; частоты модулирующих колебаний 30, 50, 70, 100, 150 Гц; дискретно устанавливаемый коэффициент модуляции 0.50, 75, 100% и режим перемодуляции с паузами, составляющими 20-40% от периода; среднеквадратическое значение тока в выходной цепи плавно регулируется от нуля до 80 мА при сопротивлении нагрузки 250 Ом и до 30 мА при сопротивлении нагрузки 1 кОм; аппарат обеспечивает 4 рода работы (рис.12.6); выходной ток при всех родах работы может подаваться в выпрямленном режиме с положительной или отрицательной полярностью; питание от сети переменного тока с частотой 50 Гц, напряжением $27 \text{ В} \pm 10 \%$ или $220 \text{ В} \pm 10 \%$; потребляемая из сети мощность не более 40 Вт; аппарат выполнен по классу II защиты от поражения электрическим током; габаритные размеры 408×179×393 мм; масса аппарата 7.5 кг (в футляре с комплектом электродов 11.2 кг).

Аппарат представляет собой источник амплитудно-модулированных синусоидальных колебаний частотой 5 кГц, используемых для лечебного воздействия на ткани организма.

Генератор средней частоты создает синусоидальные колебания частотой 5 кГц. В модуляторе происходит амплитудная модуляция этих колебаний напряжением, создаваемым генератором низкой частоты. Модулированное напряжение поступает на усилитель и затем в выходную цепь. Электронный коммутатор осуществляет 4 различных рода работы, представляющих собой чередование разных видов тока. Измеритель тока позволяет контролировать среднеквадратическое значение тока в выходной цепи. Блок питания

обеспечивает необходимыми напряжениями все блоки аппарата.

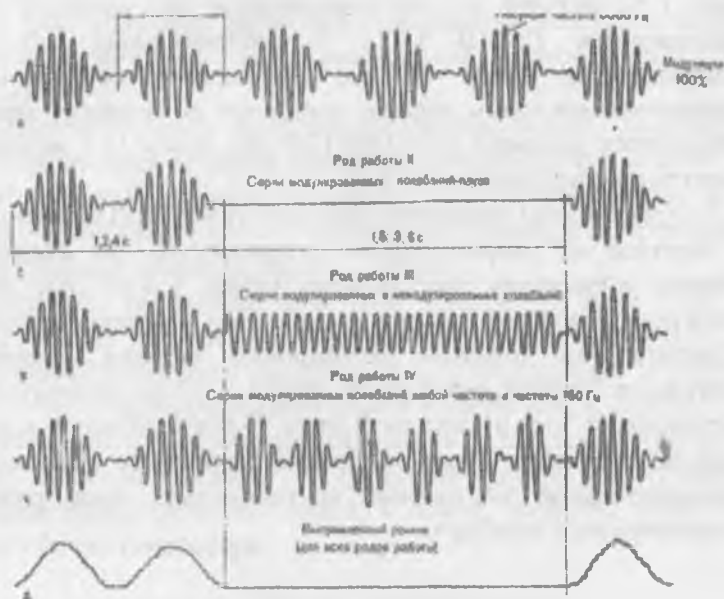


Рис.12.6. Формы выходного тока аппарата «Амплипульс 4» при различных родах работы.

§ 12.4. Аппарат для электросна

Аппарат для электросна Электросон-4Т разработан и выпускается Московским заводом ЭМА.

Основные технические данные: наибольшая амплитуда импульсного напряжения 50 В (при нагрузке 5 кОм); длительность импульсов 0,5 мс; частота следования импульсов на I поддиапазоне – 5-30 Гц, на II поддиапазоне 25-150 Гц; форма импульсов близка к прямоугольной; суммарная длительность фронта и среза не превышает 0,1 мс; наибольшая величина дополнительной постоянной составляющей тока 0,5 мА (при нагрузке 5 кОм); амплитуда импульсов, а также дополни-

тельная постоянная составляющая измеряются с приведенной погрешностью не более 15 мк А; коэффициент пульсации в цепи дополнительной постоянной составляющей не превышает 1 %; питание от сети переменного тока частотой 50 Гц напряжением 220 В $\pm$ 10 %; потребляемая аппаратом мощность не более 10 Вт; по защите от поражения электрическим током аппарат выполнен по II классу защиты; габаритные размеры 255×180×120 мм; масса (с комплектом электродов) не превышает 3 кг.

Устройство аппарата. Аппарат (рис. 12.7) смонтирован в корпусе из ударопрочного полистирола. На наклонной панели управления расположена ручка 3 «30-150» переключателя диапазонов частот следования импульсов, ручка 2 «Частота, Гц» плавной регулировки частоты следования импульсов внутри диапазонов, ручка 1 «Ток пациента» для регулировки тока в выходной цепи. В верхней части корпуса находится прибор 5 для измерения амплитуды импульсов и дополнительной постоянной составляющей тока, ручка 4 установки нуля прибора.

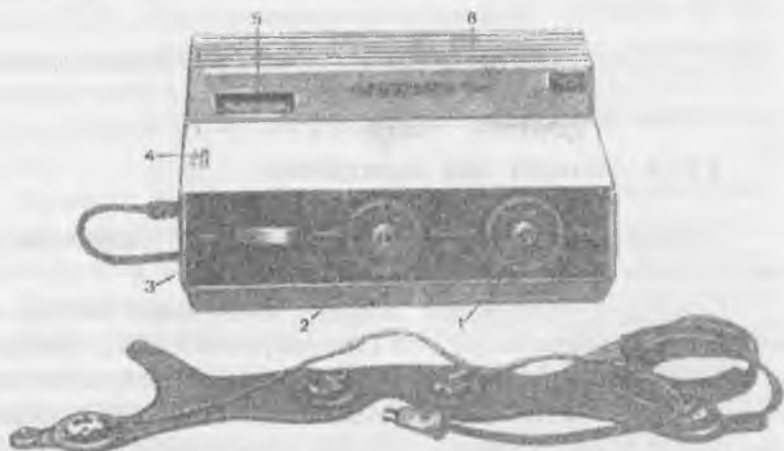


Рис. 12.7. Общий вид аппарата «Электросон-4Т».

В правой верхней части аппарата имеется отсек с крышкой 6, в котором находятся: (рис. 12.7) ручка 10 сетевого выключателя «Суть», ручка » «Уровень» и кнопка 9 «Контроль» для установки величины дополнительной постоянной составляющей тока и переключения прибора для ее измерения.

На левой стенке аппарата находится гнездо «Пациент» для подключения провода, соединяющего аппарат с маской.

На задней стенке находится приборная вилка для подключения съемного сетевого шнура. Держатель предохранителя закрыт крышкой на дне корпуса.

Аппарат со снятым кожухом показан на рис. 12.8. В левой части шасси смонтированы миллиамперметр 6, переменный резистор 4 для установки нуля прибора. В центре установлены трансформатор 7, блок измерителя в экране 5. В правой части шасси находятся панель 1 с органами управления сетевой цепью и дополнительной постоянной составляющей, печатная плата 2 блока питания, печатная плата 3 блока генератора.

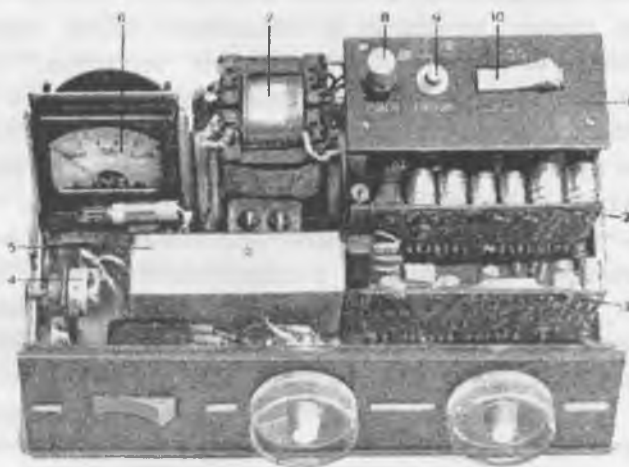


Рис. 12.8. Аппарат «Электросон-4Т» со снятым кожухом.

Для наложения электродов и проведения процедур электросна используется специальная резиновая маска (рис.12.8). В маске, которую надевают на голову пациента, имеется две пары электродов. Одна пара электродов находится против глазниц (отрицательный полюс), другая — против затылочно-сосцевидных отростков (положительный полюс).

В комплект аппарата прилагаются две маски (для взрослых и для детей), соединительный провод, чехол для переноски аппарата.

Управление аппаратом при проведении процедур.

Установив ручки «Ток пациента» и «Уровень» в крайнее левое положение, ручку сетевого выключателя в положение «Выкл.», а ручки регулировки частоты в заданное положение, подключают к аппарату сетевой шнур и включают его вилку в розетку с напряжением 220 В. Затем подготавливают пациента к проведению процедуры. Пациент должен находиться в постели в удобном для сна положении. Смоченные физиологическим раствором ватные тампоны вставляет в углубления находящихся в маске электродов, накладывают маску на голову пациента и соединяют вилку провода электродов с гнездом «Пациент» на аппарате. Затем переводят выключатель сети в положение «Сеть» (при этом загораются лампы подсветки шкалы) и с помощью регулятора установки нуля выводят стрелку прибора на нулевую отметку шкалы. Нажав на кнопку «Контроль ДПС», с помощью ручки «Уровень ДПС» устанавливают необходимую величину дополнительной постоянной составляющей тока. Затем, установив заданную частоту повторения импульсов плавно поворачивая ручку «Ток пациента», увеличивают величину импульсного тока до пороговой величины, ориентируясь при этом на ощущения пациента. По окончании процедуры плавно выводят в крайнее левое положение ручки «Ток пациента» и «Уровень», снимают маску с больного и отключают аппарат от сети.

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. *Флюктуоризация*
2. *Дайте характеристику флюктуоризации: механизм биологического действия и терапевтические эффекты флюктуоризации; показания и противопоказания к флюктуоризации*
3. *Амплипульстерапия*
4. *Лечебное действие СМТ*
5. *Аппарат для терапии модулированными синусоидальными токами*
6. *Аппарат для электросна*
7. *Общий вид аппарата «Электросон-4Т»*

ТЕСТОВЫЕ ВОПРОСЫ

1. **С какой целью при флюктуоризации хаотически изменяют частоту и амплитуду токов?**
 - а) для увеличения силы раздражающего действия на возбудимые ткани
 - б) для снижения адаптации к току возбудимых структур
 - в) для увеличения теплообразования в тканях
 - г) для уменьшения раздражения кожи
2. **Что вызывают флюктуирующие токи?**
 - а) усиление гемостаза
 - б) снижение свёртываемости крови
 - в) ускорение формирования грануляционной ткани
 - г) деструкцию микроорганизмов
3. **Ток, модулированный коротким периодом – это импульсный ток:**
 - а) непрерывный, с частотой 50 Гц
 - б) частотой 50 Гц, чередующийся с паузами
 - в) с перемежающимися частотами (50 и 100 Гц), следующими по 1,5 с каждый

г) с перемежающимися частотами (50 и 100 Гц),
следующими по 4 и 8 с соответственно

4. Токи с какой частотой модуляции вызывает наибольшее возбуждение нервной и мышечной ткани при проведении амплипульстерапии?

- а) 10 Гц
- б) 50 Гц
- в) 100 Гц
- г) 150 Гц

5. Какая глубина модуляции токов показана для получения наибольшего нейромюостимулирующего эффекта?

- а) 25 %
- б) 50%
- в) 75%
- г) 100%
- д) 0%

6. Какой род работы синусоидальных модулированных токов оптимален для стимуляции атрофированных мышц?

- а) I PP (постоянная модуляция)
- б) II PP (посылки-пауза)
- в) III PP (посылка-несущая частота)
- г) IV PP (перемежающие частоты)

7. Где следует разместить электроды для получения максимального анальгетического эффекта синусоидальных модулированных токов при травме мягких тканей конечности?

- а) паравертебрально в соответствующих сегментах спинного мозга
- б) на симметричном участке другой конечности
- в) по ходу нервов, иннервирующих область травмы
- г) в области травмы (при отсутствии противопоказаний к этому)

ОТВЕТЫ НА ТЕСТОВЫЕ ВОПРОСЫ

ГЛАВА 1. ВВЕДЕНИЕ В МЕДИЦИНСКУЮ ЭЛЕКТРОНИКУ.

КЛАССИФИКАЦИЯ МЕДИЦИНСКОЙ ТЕХНИКИ

И МЕДИЦИНСКОЙ ЭЛЕКТРОНИКИ

- | | | |
|------|------|------|
| 1) б | 4) а | 7) а |
| 2) б | 5) б | 8) в |
| 3) в | 6) б | 9) в |

ГЛАВА 2. ОСНОВЫ МЕДИЦИНСКОЙ ЭЛЕКТРОНИКИ

- | | | | |
|------|------|------|-------|
| 1) а | 4) а | 7) в | 10) а |
| 2) а | 5) а | 8) в | |
| 3) а | 6) а | 9) в | |

ГЛАВА 3. ИССЛЕДОВАНИЯ ЭЛЕКТРОПРОВОДНОСТИ

ОРГАНОВ И БИОТКАНЕЙ

- | | | |
|------|------|------|
| 1) а | 4) г | 7) б |
| 2) в | 5) а | 8) в |
| 3) б | 6) б | |

ГЛАВА 4. МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ, ОСНОВАННЫЕ НА

ИЗМЕРЕНИИ БИОПОТЕНЦИАЛОВ

- | | | | | |
|------|------|------|-------|-------|
| 1) б | 4) а | 7) б | 10) б | 13) г |
| 2) в | 5) а | 8) б | 11) в | 14) а |
| 3) а | 6) а | 9) б | 12) б | |

ГЛАВА 5. ФОТОМЕТРИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

- 1) а 2) б 3) б 4) б

ГЛАВА 6. УЛЬТРАЗВУКОВЫЕ МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

- 1) в 4) а 7) в 10) в
2) б 5) в 8) в 11) б
3) б 6) а 9) а

ГЛАВА 7. МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ ЦЕНТРАЛЬНОЙ НЕРВНОЙ СИСТЕМЫ

- 1) а 4) б 7) в 10) б 13) г
2) в 5) а 8) а 11) в 14) б
3) в 6) г 9) в 12) г

ГЛАВА 8. ПРИБОРЫ И МЕТОДЫ ИЗМЕРЕНИЙ ПАРАМЕТРОВ ДЫХАТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ

- 1) д 4) а 7) а
2) д 5) г 8) г
3) б, г, д 6) в

ГЛАВА 9. РЕНТГЕНОВСКИЕ МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

- 1) а 4) а 7) в 10) в
2) в 5) б 8) в 11) б
3) в 6) б 9) б

ГЛАВА 10. ЭЛЕКТРОДЫ И ДАТЧИКИ В МЕДИКО- БИОЛОГИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ

- | | | | |
|------|------|------|-------|
| 1) а | 4) а | 7) б | 10) б |
| 2) б | 5) б | 8) б | |
| 3) в | 6) в | 9) в | |

ГЛАВА 11. АППАРАТЫ И МЕТОДИКИ ВОЗДЕЙСТВИЙ ПОСТОЯННЫМ ЭЛЕКТРИЧЕСКИМ ПОЛЕМ

- | | | |
|------|------|------|
| 1) а | 4) в | 7) б |
| 2) б | 5) г | |
| 3) а | 6) б | |

ГЛАВА 12. АППАРАТЫ И СИСТЕМЫ ДЛЯ ВОЗДЕЙСТВИЙ ЭЛЕКТРИЧЕСКИМ ТОКОМ РАЗЛИЧНОЙ ЧАСТОТЫ

- | | | |
|------|------|------|
| 1) б | 4) а | 7) г |
| 2) в | 5) г | |
| 3) в | 6) б | |

ГЛОССАРИЙ

Электроника – область науки и техники, занимающаяся созданием и практическим использованием различных устройств и приборов, работа которых основана на изменении концентрации и перемещении заряженных частиц (электро-нов) в вакууме, газе или твердых кристаллических телах, и других физических явлениях (НБИК).

Медицина – «лечебное искусство», «искусство исцеления», и имеет тот же корень, что и глагол *medeor*, «исцеляю» — система научных знаний и практической деятельности, целями которой являются укрепление и сохранение здоровья, продление жизни людей, предупреждение и лечение болезней человека, а также облегчения страданий от физических и психических недугов.

Прибор – устройство, предназначенное для облегчения труда человека.

Аппарат – Снаряжение, оборудование — завершённая совокупность частей или элементов для выполнения какой-либо функции.

Тепловизор – устройство для наблюдения за распределением температуры исследуемой поверхности.

Электрическая схема – это документ, составленный в виде условных изображений или обозначений составных

частей изделия, действующих при помощи электрической энергии, и их взаимосвязей.

Электрический ток – направленное движение электрически заряженных частиц.

Диэлектрик (изолятор) – вещество (материал), относительно плохо проводящее электрический ток.

Диагностика (физика) – определение значений параметров системы, характеризующих её состояние.

Медицинская диагностика – заключения о сущности болезни и состоянии пациента, выраженное в принятой медицинской терминологии.

Томография – получение послойного изображения внутренней структуры объекта.

Мембранный потенциал – разность потенциалов с внешней и внутренней стороны (клеточной) мембраны.

Потенциал действия – волна возбуждения, перемещающаяся по мембране живой клетки в процессе передачи нервного сигнала.

Потенциал покоя – мембранный потенциал возбудимой клетки в невозбужденном состоянии.

Электрография – метод репрографии, использующий для переноса тонера (сухих чернил) электрический заряд. На принципе электрографии работают лазерные принтеры и копировальные аппараты.

Фотометрия – общая для всех разделов прикладной оптики научная дисциплина, на основании которой производятся количественные измерения энергетических характеристик поля излучения.

Пульсоксиметрия (оксигемометрия, гемоксиметрия) – неинвазивный метод определения степени насыщения крови кислородом. В основе метода лежит спектрофотометрический способ оценки количества гемоглобина в крови. Проводится с помощью пульсоксиметра.

Поляриметрия – методы физических исследований, основанные на измерении степени поляризации света и угла поворота плоскости поляризации света при прохождении его через оптически активные вещества.

Ультразвук – звуковые волны, имеющие частоту выше воспринимаемых человеческим ухом, обычно, под ультразвуком понимают частоты выше 20 000 герц.

Датчик – собирательный термин, который может означать: измерительный преобразователь; первичный измерительный преобразователь; чувствительный элемент.

ЛИТЕРАТУРА

1. Борейка С.Б. Техника проведения рентгена. Мн.: БГМУ, 2006.
2. Брильман Дж.С. Коэн. Неврология / пер. с англ. М.: МЕД-пресс-информ, 2007. 224 с.
3. Гнездицкий В.В. Обратная задача ЭЭГ и клиническая электро-энцефалография: монография. М.: МЕД пресс-информ, 2004. 624.
4. Зенков Л.Р. Клиническая электроэнцефалография (с элемента-ми эпилептологии). Руководство для врачей. М.: МЕДпресс-информ, 2004. 368 с
5. Зенков Л.Р., Ронкин М.А. Функциональная диагностика нерв-ных болезней. Руководство для врачей. М.: Медпресс, 2004. 488 с.
6. Зиневич А.Н. Приборные методы исследования органов дыхания. Л.: ЛенГИДУВ, 1991.
7. Карлов В.А. Неврология: руководство для врачей. М.: Ме-дицинское информационное агентство, 2002. 634 с.
8. Команцев В.Н. Методические основы клинической лек-тронеуромиографии. Руководство для врачей. СПб. 2006.
9. Котляров П.М. Лучевые методы в диагностике заболеваний органов дыхания. Российский научный Центр рентгенорадио-логии МЗ РФ, 2008.

10. Лучевая диагностика / под ред. И.И. Сергеева. Мн.: БГМУ, 2007.
11. Николаев С.Г. Практикум по клинической электронейро-миографии. Иваново, 2003. 264 с.
12. Новиков В.И. Методика лучевой диагностики. СПб.: СПбМАМО. 2004.
13. Перельман Ю.М., Приходько А.Г. Спирографическая диагностика нарушений вентиляционной функции легких. Пособие для врачей. Благовещенск, 2013.
14. Ройтберг Г.Е., Струтынский А.В. Внутренние болезни. Система органов дыхания. М.: Бином, 2005.
15. Старшов А.М., Смирнов И.В. Спирография для профессионалов. Методика и техника исследования функций внешнего дыхания. М., 2003.
16. Стручков П.В., Виницкая Р.С., Люкевич И.А. Введение в функциональную диагностику внешнего дыхания. М., 1996.
17. Тихомирова Т.Ф. Технология лучевой диагностики, Мн.: БГМУ, 2008.
18. Турина О.И., Лаптева И.М., Калечиц О.М. и др. Организация работы по исследованию функционального состояния легких методами спирографии и пневмотахографии и применение этих методов в клинической практике: метод указания. Мн., 2002.

19. Физиология человека/под ред. В. М. Покровского, Г.Ф. Коротько. М., 2003. 656 с.

20. Шиллер Н., Осипов М.А. Клиническая эхокардиография. М.: Изд-во «Практика». 2005.

21. Kimura J. Electrodiagnosis in diseases of nerve and muscle: principles and practice. Edition 2. Philadelphia: F.A.Davis Company. 1989.

22. Принципы электромагнитной биофизики [Электронный ресурс] / Бинги В.Н. - М.: ФИЗМАТЛИТ, 2011.

23. Э.Х.Бозоров, Д.А.Каршиев, О.И.Жабборова. Основы биомеди-цинской техники. Учебное пособие. Бухара, 2018, 269 с.

24. S.X.Umarov, E.X.Bozorov, O.I.Jabborova. Tibbiy texnika yangi tibbiyot texnologiyasi. O'quv qo'llanma. Toshkent, 2018

25. Э.Х.Бозоров, Х.Қ.Олимов, Ғ.А.Кулабдуллаев, Д.А.Қаланда-рова. Рентген нурларига асосланган диагностик аппаратуралар. Ўқув-услугий қўлланма. Тошкент, 2017, 38 б.

26. Э.Х.Бозоров. Ультратовуш диагностикасида янги технология-лар. Ўқув-услугий қўлланма. Тошкент, 2017, 42 б.

27. Э.Х.Бозоров, О.Р.Тешаев. Хирургияда, хирургия ва реанимация палаталарида қўлланиладиган аппаратуралар. Ўқув-услугий қўлланма. Тошкент, 2017, 50 б.

28. Э.Х.Бозоров. Тиббиёт техникаси предмети, унинг

тузилиши, классификацияси. Ўқув-услубий қўлланма. Тошкент, 2017, 38 б.

29. Э.Х.Бозоров, Х.С.Далиев, С.Р.Полвонов, М.Л.Кенжаев. МРТ, ЭПР, ЯМР спектрометрия учун диагностик асбоблар. Ўқув-услубий қўлланма. Тошкент, 2017, 38 б.

ИНТЕРНЕТ-РЕСУРСЫ

1. http://users.i.com.ua/~dydyrko/sonic/_htm _blank.
2. <http://www.rasfd.com/> – Официальный сайт ассоциации функциональ-ной диагностики.

ОГЛАВЛЕНИЕ

ПРЕДИСЛОВИЕ	3
ГЛАВА 1. ВВЕДЕНИЕ В МЕДИЦИНСКУЮ ЭЛЕКТРОНИКУ.	
КЛАССИФИКАЦИЯ МЕДИЦИНСКОЙ ТЕХНИКИ	
И МЕДИЦИНСКОЙ ЭЛЕКТРОНИКИ.....	5
§ 1.1. Что такое электроника?	6
§ 1.2. Электроника в медицине: электронные приборы и аппараты	17
§ 1.3. Медицинская аппаратура	19
§ 1.4. Что надо знать при работе с медицинской аппаратурой?	21
§ 1.5. Медицинские НЧ приборы терапевтического назначения	25
Контрольные вопросы.....	32
Тестовые вопросы.....	32
ГЛАВА 2. ОСНОВЫ ЭЛЕКТРОНИКИ.....	34
§ 2.1. Солнечные лучи и электроника в медицине	35
§ 2.2. Современные тепловизоры.....	38
§ 2.3. Этапы функционирования электрической цепи медицинской аппаратуры	45
§ 2.4. Основные схемные элементы и их модели	51
Контрольные вопросы.....	64
Тестовые вопросы.....	64
ГЛАВА 3. ИССЛЕДОВАНИЯ ЭЛЕКТРОПРОВОДНОСТИ ОРГАНОВ И БИОТКАНЕЙ	67

§ 3.1. Методы исследований электрического сопротивления биотканей	68
§ 3.2. Электропунктурная диагностика	73
§ 3.3. Электропроводность биологических тканей на переменном токе	74
§ 3.4. Реография	76
§ 3.5. Дизэлектрография	80
§ 3.6. Томография приложенных потенциалов	82
§ 3.7. Заключение	84
Контрольные вопросы.....	86
Тестовые вопросы.....	86
ГЛАВА 4. МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ, ОСНОВАННЫЕ НА ИЗМЕРЕНИИ БИОПОТЕНЦИАЛОВ	89
§ 4.1. Биопотенциалы и их параметры. Электрография ..	90
§ 4.2. Причина возникновения потенциала покоя. Стационарный потенциал Гольдмана	91
§ 4.3. Условия возникновения и фазы потенциала действия	92
§ 4.4. Механизм генерации потенциала действия	93
§ 4.5. Методы регистрации и экспериментального исследования биопотенциалов	95
§ 4.6. Электрокардиография	97
§ 4.7. Потенциал покоя	106
§ 4.8. Потенциал действия	108
§ 4.9. Распространение потенциала действия. Распространение потенциала действия по немиелинизированным волокнам	113

§ 4.10. Распространение потенциала действия по миелинизированным волокнам	114
Контрольные вопросы.....	119
Тестовые вопросы.....	119

ГЛАВА 5. ФОТОМЕТРИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ

ИССЛЕДОВАНИЙ.....	123
§ 5.1. Фотометрия.....	124
§ 5.2. Концентрационная колориметрия	125
§ 5.3. Оксигеметрия	126
§ 5.4. Поляриметрия	129
§ 5.5. Нефелометрия.....	130
§ 5.6. Другие методы медицинской фотометрии.....	131
Контрольные вопросы.....	135
Тестовые вопросы.....	135

ГЛАВА 6. УЛЬТРАЗВУКОВЫЕ МЕТОДЫ

ИССЛЕДОВАНИЯ	136
§ 6.1. Физические свойства ультразвука	137
§ 6.2. Отражение и рассеивание ультразвуковой волны..	144
§ 6.3. Датчики и ультразвуковая волна.....	147
§ 6.4. Приборы медленного сканирования.....	152
§ 6.5. Приборы быстрого сканирования.....	156
§ 6.6. Приборы для доплерографии.....	157
§ 6.7. Артефакты.....	161
§ 6.8. Новые направления в ультразвуковой диагностик..	166
Контрольные вопросы.....	169
Тестовые вопросы.....	169

ГЛАВА 7. МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ ЦЕНТРАЛЬНОЙ НЕРВНОЙ СИСТЕМЫ

172

§ 7.1. Строение центральной нервной системы.....	173
§ 7.2. Строение нейрона, потенциал действия, передача возбуждения.....	176
§ 7.3. Функции нервной клетки.....	185
§ 7.4. Электрофизиологические методы исследования..	191
Контрольные вопросы.....	221
Тестовые вопросы.....	221
ГЛАВА 8. ПРИБОРЫ И МЕТОДЫ ИЗМЕРЕНИЙ	
ПАРАМЕТРОВ ДЫХАТЕЛЬНОЙ	
СИСТЕМЫ	225
§ 8.1. Дыхание.....	226
§ 8.2. Легочные объемы.....	228
§ 8.3. Растяжимость и сопротивление воздушных путей.....	232
§ 8.4. Спирометр, спирометрия.....	232
§ 8.5. Измерение сопротивления воздушных путей и растяжимости легких.....	244
§ 8.6. Измерение газового обмена и распределения газов.....	247
Контрольные вопросы.....	248
Тестовые вопросы.....	248
ГЛАВА 9. РЕНТГЕНОВСКИЕ МЕТОДЫ	
ИССЛЕДОВАНИЯ.....	251
§ 9.1. Устройство рентгеновской трубки.....	252
§ 9.2. Свойства рентгеновских лучей.....	254
§ 9.3. Рентгеновское изображение, рентгеновские снимки.....	256
§ 9.4. Компьютерная томография.....	262

§ 9.5. Обеспечение безопасности рентгенологических исследований.....	267
Контрольные вопросы.....	270
Тестовые вопросы.....	270
ГЛАВА 10. ЭЛЕКТРОДЫ И ДАТЧИКИ В МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ	272
§ 10.1. Электроды для съема биоэлектрического сигнала	273
§ 10.2. Датчики медико-биологической информации. Назначение и классификация датчиков. Погрешность датчиков	276
§ 10.3. Основные характеристики датчиков.....	279
§ 10.4. Система съема и преобразования электрофизиологических параметров	279
§ 10.5. Методические приемы исследований.....	282
§ 10.6. Система отбора и преобразования неэлектрических процессов.....	288
§ 10.7. Области применения датчиков для измерения в определенных целях.....	297
§ 10.8. Предварительная обработка биотелеметрической информации.....	301
§ 10.9. Сжатие данных.....	308
§ 10.10. Передача сигнала. Радиотелеметрия.....	310
§ 10.11. Аналоговые регистрирующие устройства.....	313
§ 10.12. Принцип работы медицинских приборов, регистрирующих биопотенциалы.....	319
§ 10.13. Аналоговые регистрирующие устройства. Различные системы регистрации непрерывной	

информации и их эксплуатационные
характеристики.

Понятие о двухкоординатных самописцах.....	321
Контрольные вопросы.....	326
Тестовые вопросы.....	326

ГЛАВА 11. АППАРАТЫ И МЕТОДИКИ ВОЗДЕЙСТВИЙ ПОСТОЯННЫМ ЭЛЕКТРИЧЕСКИМ ПОЛЕМ

§ 11.1. Гальванизация.....	331
§ 11.2. Лекарственный электрофорез.....	342
§ 11.3. Франклинизация.....	354
Контрольные вопросы.....	357
Тестовые вопросы.....	357

ГЛАВА 12. АППАРАТЫ И СИСТЕМЫ ДЛЯ ВОЗДЕЙСТВИЙ ЭЛЕКТРИЧЕСКИМ ТОКОМ РАЗЛИЧНОЙ ЧАСТОТЫ.....

§ 12.1. Флюктуоризация.....	360
§ 12.2. Амплипульстерапия.....	364
§ 12.3. Аппарат для терапии модулированными синусоидальными токами.....	370
§ 12.4. Аппарат для электросна.....	377
Контрольные вопросы.....	381
Тестовые вопросы.....	381

ОТВЕТЫ НА ТЕСТОВЫЕ ВОПРОСЫ.....	383
ГЛОССАРИЙ.....	380
ЛИТЕРАТУРА.....	389

Х.С. Далиев, Э.Х. Бозоров, Ш.Б. Утамурадова,
Д.М. Ёдгорова, Д.А. Каршиев, Д.А. Каландарова,
Ш.Х. Далиев, З.М. Абдурахманова

МЕДИЦИНСКАЯ ЭЛЕКТРОНИКА

Ташкент – «Fan va texnologiya» – 2019

Редактор:	Ш. Кушербасва
Тех. редактор:	А. Мойдинов
Художник:	А. Шушунов
Корректор:	Ш. Миркасимова
Компьютерная вёрстка:	Н. Рахматуллаева

Е-mail: tipografiyacent@mail.ru Тел: 71-245-57-63, 71-245-61-61.
Изд. лиц. АЛ № 149, 14.08.09. Разрешено в печать 26.12.2019.
Формат 60x84 1/16. Гарнитура «Times New Roman».
Офсетная печать. Усл. печ. л. 24,75. Изд. печ. л. 25,0.
Тираж 200. Заказ № 284.

Отпечатано в типографии
«Fan va texnologiyalar Markazining bosmaxonasi».
100066, г. Ташкент, ул. Алмазар, 171.



FAN VA
TEKNOLOGIYALAR

ISBN 978-9943-6152-4-3

