ПРИБОРЫ ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ

**СОДЕРЖАНИЕ:**

ПРИБОРЫ ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ. 2

ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИЯ. 2

КАРДИОМОНИТОРИНГ. 6

ПРИБОРЫ ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ АКУСТИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ. 8

ФОНОКАРДИОГРАФИЯ. 8

ПРИБОРЫ ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ ТЕПЛОВЫХ ПРОЦЕССОВ. 11

ТЕРМОГРАФИЯ. 11

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ: 14

# ПРИБОРЫ ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ.

## ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИЯ.

Начало ЭЭГ-исследований, в том виде, как они проводятся сейчас, положили работы Правдич-Неминского, который изучил (в 1925 г.) и классифицировал у собаки различные типы электрических колебаний — всего 7 типов спонтанных волн. Исследования Правдич-Неминского создали предпосылки для переноса метода регистрации биопотенциалов мозга на человека.

В то время электрофизиологам удавалось регистрировать электрические колебания у человека лишь случайно от мозга, открытого при операциях. Возможность отведения биотоков мозга через неповрежденный череп и его покровы значительно расширяла границы применения этого метода. Ее реализовал Ганс Бергер, немецкий психиатр, записывая биопотенциалы у человека при нервно-психических заболеваниях. Интересная деталь: испытуемым при первых записях Бергера был его сын. Он пользовался в качестве электродов иглами, вкалывая их под сухожильное растяжение мышц в области лба и затылка.

Этот способ вскоре был заменен простым прикладыванием пластинок из неполяризующихся материалов. Модификация отведения биотоков мозга оказалась совершенно безболезненной и быстро вошла в клиническую практику, получив название *электроэнцефалографии*, а регистрируемая при этом кривая — *электроэнцефалограммы*. По форме кривой, т. е. по морфологии волнового процесса, электроэнцефалограмма состоит из двух типов волн: из волн, представляющих графическое изображение колебаний, наблюдаемых в отсутствие специальных воздействий, т. е. из спонтанных колебаний и из волн, возникающих под воздействием афферентных стимулов — токов действия. Прослеживая сложную динамику биоэлектрических реакций мозга, делаются попытки проникнуть в законы специфически человеческой психической деятельности.

С технической точки зрения ЭЭГ представляет собой непрерывную запись величин разности потенциалов между двумя точками мозга. Последние могут быть расположены как на поверхности мозга, так и в глубине его.

Присоединение этих точек к измерительному прибору называется отведением. Отведение потенциалов производится с помощью специальных контактных устройств — электродов, которые либо прикладываются к поверхности тканей, покрывающих мозг (кость, мышцы, кожа и пр.), либо контактируют непосредственно с поверхностью мозга, либо, наконец, вводятся в его глубинные отделы. При отведении через ткани необходимо всегда учитывать, во-первых, их сопротивление, которое уменьшает реальную амплитуду биопотенциалов, и, во-вторых, возможную собственную их электрическую активность (особенно мышечные потенциалы, а также кожно-гальванический рефлекс ), которая может суммироваться с электрической активностью мозга ( "биологическая активность").

Поскольку мозг является объемным проводником, то в любом случае регистрируется активность не только той точки, с которой непосредственно соприкасается электрод, но в какой-то мере и соседних. Активность этих более отдаленных точек, если она значительно выше активности в месте отведения, несмотря на некоторое ослабление промежуточным слоем тканей, может сказаться на результатах регистрации даже больше, чем активность контактного пункта. Об этом всегда следует помнить во избежании возможных ошибок при решении вопроса о локализации деятельного очага, так как в этом случае в ЭЭГ будет преимущественно показана активность более отдаленного участка, которая может даже целиком замаскировать потенциалы непосредственно прилегающего к электроду пункта.

Так как при оценке ЭЭГ учитываются формы колебаний, их амплитуда, частота и временные ( в частности, фазовые) соотношения, то регистрирующая аппаратура должна обеспечить максимально верное изображение исследуемых сигналов в виде удобочитаемой кривой с возможностью определения указанных параметров. Поскольку величина разности потенциалов, генерируемых мозгом, является очень малой и нижняя их граница, доступная измерению в настоящее время, определяется единицами микровольт, то, чтобы записать эти колебания, их необходимо усилить. Для этого используются электронные усилители, в частности усилители напряжений.

Амплитуда усиленных колебаний должна быть точно пропорциональна амплитуде исходных. Два других параметра – частота и фазовые соотношения – должны быть переданы без изменений. Лишь при этих условиях усиление сигнала, т.е. повышение уровня его мощности, не будет сопровождаться искажениями его формы. Эти требования на практике трудно выполнимы, так как в процессе усиления вследствие несовершенства приборов неизбежно возникают различные искажения. Допустимые границы искажений специально оговариваются в технических условиях при конструировании усилителей.

Для записи усиленных колебаний электрических потенциалов мозга используются разнообразные автоматические регистрирующие устройства. Эти устройства, называемые самописцами, или осциллографами, позволяют получить кривую изменений биопотенциалов как функцию времени.

Из большого числа существующих в технике типов осциллографов в электроэнцефалографии применяются лишь некоторые. В настоящее время имеются самопишущие приборы, специально разработанные для записи электроэнцефалограмм и объединяющие в одном комплексе усилители и осциллографы. Такие приборы называются электроэнцефалографами.

Для того чтобы усилители и регистрирующий прибор могли быть объединены в одну установку, необходимо выполнить условия согласования ряда параметров обеих частей: 1) выходное сопротивление усилителя и сопротивление вибратора должны быть одного порядка; 2) сигнал на выходе усилителя должен иметь такую мощность, которая обеспечивала бы работу вибратора и позволяла бы получать запись усиленных колебаний потенциалов мозга с требуемой амплитудой; при этом совокупность амплитудных характеристик усилителя и вибратора должна обеспечить линейность амплитудной характеристики электроэнцефалографа; 3) так как частотная характеристика электроэнцефалографа зависит от соотношения частотных характеристик усилителя и вибратора, то последние должны быть согласованы так, чтобы в результате был бы обеспечен требуемый диапазон линейного воспроизведения частот записываемого процесса.

Качество электроэнцефалографа определяется основными параметрами: частотной и амплитудной характеристиками, диапазоном измерений, чувствительностью, видом записи (индикации). Весьма существенное значение имеют удобство управления, надежность прибора и его габариты, стоимость прибора и его эксплуатации, вспомогательное оборудование.

Параметры электроэнцефалографа представляют собой совокупность взаимосвязанных параметров усилителя и самописца. В этом комплексе ведущее значение имеют характеристики самописца, которые зависят от конструкции основных элементов осциллографа. Выбором этих элементов определяется тип самописца.

В большинстве типов регистрирующих устройств, применяемых в электроэнцефалографии, можно различить следующие основные элементы (или их аналогии в некоторых специфических приборах): преобразователь энергии колебаний электрических потенциалов в механические (вибратор), инструмент записи (перо с чернилами, струя чернил, пишущий стержень и т.п.), носитель записи (бумажная или фотографическая лента и др.) и механизм развертки процесса во времени (лентопротяжка, электронная развертка). Наиболее важным и сложно устроенным элементом является вибратор. В электронно-лучевом осциллографе аналогом вибратора является катодная трубка, а инструментом записи — электронный луч или вызываемое им световое пятно на экране. При магнитной записи колебания электрических потенциалов посредством специальной головки преобразуются в колебания магнитного поля, запечатлевающиеся на ферромагнитной ленте.

Виды записи можно классифицировать по разным показателям. Для электроэнцефалографии наиболее существенны два из них: с одной стороны, это удобство производства и чтения записи, с другой — быстродействие способа записи.

По показателю удобочитаемости все виды записи можно разделить на:

**а)** **методы непосредственно видимой записи:**

Чернильно-перьевой метод. Инструментом регистрации является перо в виде трубочки, непрерывно снабжаемое чернилами. Носитель регистрации — хорошего качества бумага в виде ленты, протягиваемой под пером.

Струйный метод. Запись производится посредством тончайшей струйки чернил, подаваемой под давлением через капиллярную трубочку, вибрирующую синхронно с сигналом. Носителем регистрации является движущаяся бумажная лента.

Копировальный метод. Подвижный металлический стержень при помощи посредника, которым является красящая копировальная бумага или лента, оставляет на движущейся бумаге непрерывный след в виде кривой исследуемого процесса.

Тепловой метод. Нагретый металлический стержень или тепловой луч в местах соприкосновения расплавляет специальный воскоподобный слой (например, стеарат свинца, магния), которым покрыта движущаяся бумажная лента черного или иного цвета. В результате обнажается поверхность бумаги в виде окрашенной линии записи.

**б)** **Методы записи с последующим проявлением:**

Фотографический метод. Регистрация производится посредством фокусированного светового луча, отражающегося, например, от зеркальца шлейфного или рамочного гальванометра и попадающего на светочувствительную пленку или бумагу.

Другим способом является фоторегистрация движений светового пятна с экрана электронно-лучевого осциллографа или его следа на экране со специальным люминесцентным покрытием. Возможна также регистрация процессов с использованием модуляции яркости луча света или электронного пучка.

Радиографический метод. Узкий пучок альфа-, бета-, или гамма- лучей радиоактивного вещества, следующий за изменениями измеряемой величины благодаря специальному отклоняющему устройству, направляется на бумагу или пленку из светочувствительного материала.

**в)** **Методы записи с последующей инструментальной обработкой.**

Электромагнитный метод. Измеряемые сигналы после усиления попадают в обмотку электромагнита, изменяя в соответствии с ходом регистрируемого процесса напряженность магнитного поля, создаваемого этим магнитом. Мимо зазора электромагнита движется лента с ферромагнитным покрытием. В результате воздействия переменного магнитного поля изменяется магнитное состояние ферромагнитного слоя, которое длительно сохраняется после записи. Пропуская ленту с фиксированным процессом через магнитную головку воспроизведения, можно переписать весь процесс в виде кривой на ленте осциллографа или подвергнуть другим видам обработки.

Трибоэлектрический метод. Электризующий металлический стержень, приходя в соприкосновение с твердым диэлектриком, создает на его поверхности электростатические заряды различной величины. Специальное считывающее устройство позволяет реализовать произведенную запись в виде конкретных данных. Кроме перечисленных видов записи, в технике используются и многие другие.

Поскольку важнейшим показателем работы электроэнцефалографической установки является ее быстродействие, то наиболее целесообразно классифицировать приборы по этому признаку. Практически используемые перспективные для электроэнцефалографии виды записи по данному признаку можно разбить на три группы (класса).

**А. Способы инерционной записи,** передающие без серьезных искажений процессы частотой в несколько десятков периодов в секунду. Сюда относятся чернильно-перьевая запись, копировальный метод, тепловой и некоторые другие.

**Б. Способы малоинерционной записи,** позволяющие записывать практически весь диапазон частот ЭЭГ, но несколько ограничивающие изучение особо быстрых процессов, частотой свыше 1000 гц. К этому классу относятся струйный метод и способы фоторегистрации с использованием зеркальных гальванометров, в том числе запись ультрафиолетовым лучом.

**В. Способы практически безынерционной записи,** позволяющие записывать весь диапазон частот ЭЭГ со значительным перекрытием. Этот класс представлен электронно-лучевыми осциллографами с фотозаписью.

Каждый электроэнцефалограф должен обеспечивать максимально возможную равномерность хода лентопротяжного механизма, должен быть снабжен отметкой времени или стандартными скоростями лентопротяжки, одним или несколькими отметчиками раздражения, коммутационным устройством, плавной и ступенчатой регулировкой усиления, калибровочным устройством, частотными фильтрами, устройствами для измерения сопротивления электродов, счетчиком запаса ленты — носителя записи.

## КАРДИОМОНИТОРИНГ.

 Кардиомониторы (КМ) можно разделить на виды и группы, отличающиеся друг от друга контролируемыми параметрами, эксплуатационными характеристиками, методами обработки и представления информации*.* В современных условиях всеобъемлющей компьютеризации существуют проблемы сопряжения КМ с персональным компьютером (ПК) для решения задач хранения и обработки информации, прогнозирования состояния больного и статистического анализа кардиологической информации в отделении или поликлинике. Рассмотрим особенности КМ разного типа и возможности их сопряжения с ПК.

 **Амбулаторные** КМ используются как в стационаре, так и после выписки из стационара для контроля таких изменений состояния сердечной деятельности за весь суточный период, которые не могут быть выявлены во время непродолжительного ЭКГ-исследования в покое.

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

 **Клинические** КМ предназначены для стационаров и бывают нескольких типов. Кардиологические КМ применяются в палатах интенсивного наблюдения за больными в острый период заболевания. Хирургические КМ используются во время операции на сердце и сосудах, а также в послеоперационных палатах. Акушерские КМ устанавливаются в родильных залах, предродовых палатах и в отделениях интенсивного ухода за новорожденными.

 **Тестирующие** КМ предназначены для функциональной диагностики состояния сердечно-сосудистой системы. Они позволяют автоматизировать процесс ЭКГ-исследований под нагрузкой.

 **Реабилитационные** КМ необходимы для контроля сердечно-сосудистой системы в условиях повышенных нагрузок и проверки эффективности назначенных лекарственных препаратов.

 **Санаторно-курортные** КМ находят применение в кардиологических санаториях для контроля лечения: при грязе- и светолечении, лечебных ваннах и других процедурах.

 Несмотря на разнообразие КМ, они могут быть представлены одной обобщенной структурной схемой. Электрокардиосигнал (ЭКС) с электродов поступает в блок усиления и преобразования. Цифровой ЭКС подается затем в блок обработки, в качестве которого можно использовать ПК. Диагностические заключения в блоке формирования сигналов тревоги сравниваются с порогами.

 Электрокардиосигнал и диагностические заключения о характере аритмий индицируются в блоке отображения информации или на дисплее компьютера. Устройства отображения медицинской информации в кардиомониторах должны отражать состояние сердечной деятельности по ЭКС, а также вспомогательные сведения о больном и технические данные о работе кардиомонитора.

 Опыт эксплуатации кардиомониторов показывает, что они обладают рядом недостатков, обусловленных передачей ЭКС от больного к кардиомонитору при помощи кабеля отведений. Поэтому понятен интерес специалистов к беспроводным каналам передачи ЭКС, которые не только в значительной степени свободны от указанных недостатков, но и облегчают задачу ввода информации в ПК. Радиотелеметрический канал передачи биопотенциалов уже давно используются там, где необходим контроль физиологических параметров в условиях свободного поведения человека и животных. Оптимальной по удобству эксплуатации, простоте технических решений и стоимости является биорадиотелеметрическая система передачи ЭКС от больного к кардиомонитору, находящемуся у постели больного, а от кардиомонитора сигнал и данные его обработки уже передаются на центральный пост по проводному каналу.

# ПРИБОРЫ ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ АКУСТИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ.

## ФОНОКАРДИОГРАФИЯ.

Фонокардиография представляет собой метод графической регистрации звуковых процессов, возникающих при деятельности сердца. Звуки сердца впервые графически были зарегистрированы голландским ученым Эйнтховеном еще в 1894 г. Однако из-за несовершенства аппаратуры клиническое распространение метод фонокардиографии получил только в последние 20-25 лет после создания достаточно надежных аппаратов. Фонокардиография имеет ряд преимуществ перед аускультацией. Она позволяет исследовать звуки сердца в диапазонах, не доступных или почти не доступных слуховому восприятию (например, III и IV тоны сердца); исследование формы и продолжительности звуков с помощью ФКГ позволяет проводить их качественный и количественный анализ, что также недоступно аускультации. Наконец, фонокардиографическое исследование является документальным и позволяет осуществлять наблюдение за изменениями звуковых явлений, возникающих при работе сердца больного, в динамике.

Фонокардиограф является аппаратом, регистрирующим звуковые процессы сердца. Обычно одновременно с фонокардиограммой (ФКГ) регистрируется ЭКГ, позволяющая четко определить систолический и диастолический интервалы.

Фонокардиограф любого типа состоит из микрофона, электронного усилителя, фильтров частот и регистрирующего устройства. Микрофон преобразует звуковую энергию в электрические сигналы. Он должен обладать максимальной чувствительностью, не вносить искажений в передаваемые сигналы и быть маловосприимчивым к внешним шумам. По способу преобразования звуковой энергии в электрические сигналы микрофоны фонокардиографов разделяются на пьезоэлектрические и динамические.

Принцип действия пьезоэлектрического микрофона основан на пьезоэлектрическом эффекте — возникновении разности при механической деформации некоторых кристаллов (кварца, сегнетовой соли и др.). Кристалл устанавливается и закрепляется в корпусе микрофона, чтобы под действием звуковых колебаний он подвергался деформации.

В настоящее время чаще используются динамические микрофоны. Принцип их действия основан на явлении электромагнитной индукции: при движении проводника в поле постоянного магнита в нем возникает ЭДС, пропорциональная скорости движения. На крышке микрофона наклеено кольцо из эластичной резины, благодаря чему микрофон плотно накладывается на поверхность грудной клетки. Через отверстия в крышке динамического микрофона звук воздействует на мембрану, сделанную из тончайшей прочной пленки. Соединенная с мембраной катушка перемещается в кольцевом зазоре магнитной системы микрофона, вследствие чего появляется ЭДС.

Электрический сигнал подается на усилитель в задачу которого входит не просто усилить все звуки в равной степени, а в большей мере усилить слабые высокочастотные колебания, соответствующие сердечным шумам, и в меньшей мере низкочастотные, соответствующие сердечным тонам. Поэтому весь спектр разбивается на диапазоны низких, средних и высоких частот. В каждом таком диапазоне обеспечивается необходимое усиление. Полную картину звуком сердца получают при анализе ФКГ, полученных в каждом диапазоне частот.

В отечественных приборах используются следующие частотные характеристики при записи ФКГ: А — аускультативная (номинальная частота 140±25 Гц), Н — низкочастотная (35±10 Гц), С1 — среднечастотная-1 (70±15 Гц), С2 — среднечастотная-2 (140±25 Гц), В — высокочастотная (250±50 Гц).

Для регистрации полученных сигналов используют регистрирующие системы, имеющие малую инерцию (оптическую или струйную).

Чрезвычайно важно подобрать для каждого аппарата необходимый уровень усиления при записи ФКГ. Этот уровень для данного прибора становится стандартным, и в дальнейшем ФКГ всем пациентам снимают с одинаковым усилением. Такая стандартизация позволяет следить за динамикой изменений звуковой картины у пациента в разные периоды времени и сравнивать показатели у разных пациентов.

Определение нужного уровня усиления производится путем регистрации ФКГ нескольким пациентам с шумами разной интенсивности. Запись можно производить в одной точке максимального звучания шума, но обязательно на разных уровнях усиления (1, 2, 3 и т. д.) и на всех частотных характеристиках (А, Н, С1, С2 и В). После этого путем сравнения производится выбор оптимального усиления. Обычно принимается компромиссное решение: максимально хорошая регистрация шумов при минимальных помехах на шумовой дорожке. Выбирают 2 уровня усиления для каждой частотной характеристики: на одном хорошо регистрируются шумы средней интенсивности, на другом — с некоторым превышением («запасом») для регистрации малоинтенсивных шумов. Во всех случаях шумовая дорожка должна быть чистой от помех. Естественно, при регистрации очень громких или очень тихих шумов уровень усиления уменьшают или увеличивают. Для практической работы в большинстве случаев достаточно использовать 2-3 частотные характеристики: С1 (или Н) и А (или С2).

Помещение, в котором происходит регистрация ФКГ, должно быть хорошо изолировано от шумов вне и внутри помещения. Во время записи необходимо соблюдать полную тишину, так как иначе будут регистрироваться посторонние звуки, мешающие анализу ФКГ. В помещении должно быть тепло (не ниже +18...+19 0С), поскольку пациенту приходится раздеваться до пояса, а в холодном помещении появляется мышечное дрожание, искажающее ФКГ.

Пациент ложится на твердую кушетку или кровать лицом вверх с вытянутыми вдоль туловища руками. Положение пациента должно быть удобным и не напряженным. Перед исследованием пациент несколько минут должен спокойно полежать, отдохнуть, чтобы снять эмоциональное или физическое напряжение, сопровождающееся тахикардией.

Для возможности наблюдения за пациентом при подаче команды о задержке дыхания при записи ФКГ аппарат целесообразно размещать у головного конца кровати, причем медсестра должна стоять лицом к пациенту.

Появление помех при записи ФКГ, мешающих дальнейшему анализу, в большинстве случаев связано с плохим наложением микрофона на грудную клетку. Микрофон с помощью резинового кольца устанавливается на поверхности грудной клетки и дополнительно фиксируется специальным резиновым бинтом. Лишь в исключительных случаях, например у маленьких детей, микрофон удерживают на грудной клетке рукой. При неплотном прилегании микрофона к грудной клетке и отсутствии герметичности снижается чувствительность к звукам низких частот, начинают записываться помехи, связанные с внешними шумами. Слишком сильное прижатие микрофона к грудной клетке также вызывает изменения на ФКГ, снижая амплитуду звуков. При выраженном покрове на грудной клетке пациента перед наложением микрофона во избежание побочных звуков, связанных с трением волос, кожу пациента целесообразно смочить теплой водой. Необходимо избегать трения между одеждой пациента и резиновым ремнем, фиксирующим микрофон, или самим корпусом микрофона, так как при этом возникают искажения на ФКГ.

Для того, чтобы звуки дыхания не накладывались на ФКГ, запись производят при задержанном после выдоха дыхании, для чего подают команды «вдох», «выдох», «задержать дыхание!». Иногда для лучшего выявления шумов сердца приходится регистрировать ФКГ в вертикальном положении пациента или в положении на левом боку, при задержке дыхания на вдохе или вдохе или вообще без задержки дыхания.

Для анализа ФКГ и ориентировки в систолическом и диастолическом интервалах пациенту одновременно записывается ЭКГ, в котором лучше видны зубцы (часто II стандартное отведение). Регистрация производится при скорости движения бумаги 50 мм/с, в отдельных случаях — 100 или 25 мм/с. Записываются обычно 5-6 сердечных циклов.

Регистрация ФКГ производится в тех же точках грудной клетки, где осуществляется аускультация сердца. При отсутствии значительных изменений в размерах сердца микрофон устанавливается в области верхушки сердца (в пятом межреберье по левой срединно-ключичной линии); в точке Боткина-Эрба (в третьем - четвертом межреберье у левого края грудины); в области выслушивания звуков над аортой (во втором межреберье у правого края грудины); в области выслушивания звуков над легочной артерией (во втором межреберье у левого края грудины) и в области трехстворчатого клапана (в четвертом - пятом межреберье у правого края грудины).

# ПРИБОРЫ ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ ТЕПЛОВЫХ ПРОЦЕССОВ.

## ТЕРМОГРАФИЯ.

В человеческом организме вследствие экзотермических биохимических процессов в клетках и тканях, а также за счет высвобождения энергии, связанной с синтезом ДНК и РНК, вырабатывается большое количество тепла-50-100 ккал/грамм. Это тепло распределяется внутри организма с помощью циркулирующей крови и лимфы. Кровообращение выравнивает температурные градиенты. Кровь благодаря высокой теплопроводности, не изменяющейся от характера движения, способна осуществлять интенсивный теплообмен между центральными и периферическими областями организма. Наиболее теплой является смешанная венозная кровь. Она мало охлаждается в легких и, распространяясь по большому кругу кровообращения, поддерживает оптимальную температуру тканей, органов и систем. Температура крови, проходящей по кожным сосудам, снижается на 2-3°. При патологии система кровообращения нарушается. Изменения возникают уже потому, что повышенный метаболизм, например, в очаге воспаления увеличивает перфузию крови и, следовательно, теплопроводность, что отражается на термограмме появлением очага гипертермии.

У здорового человека распределение температур симметрично относительно средней линии тела. Нарушение этой симметрии и служит основным критерием тепловизионной диагностики заболеваний.

Термография — метод функциональной диагностики, основанный на регистрации инфракрасного излучения человеческого тела, пропорционального его температуре. Распределение и интенсивность теплового излучения в норме определяются особенностью физиологических процессов, происходящих в организме, в частности как в поверхностных, так и в глубоких органах. Различные патологические состояния характеризуются термоасимметрией и наличием температурного градиента между зоной повышенного или пониженного излучения и симметричным участком тела, что отражается на термографической картине. Этот факт имеет немаловажное диагностическое и прогностическое значение, о чем свидетельствуют многочисленные клинические исследования.

В литературе описывается несколько методов тепловизионных исследований. Выделяют два основных вида термографии:

1.Контактная холестерическая термография.

2.Телетермография.

Телетермография основана на преобразовании инфракрасного излучения тела человека в электрический сигнал, который визуализируется на экране тепловизора.

Контактная холестерическая термография опирается на оптические свойства холестерических жидких кристаллов, которые проявляются изменением окраски в радужные цвета при нанесении их на термоизлучающие поверхности. Наиболее холодным участкам соответствует красный цвет, наиболее горячим—синий. Нанесенные на кожу композиции жидких кристаллов, обладая термочувствительностью в пределах 0.001 С, реагируют на тепловой поток путем перестройки молекулярной структуры.

После рассмотрения различных методов тепловидения встает вопрос о способах интерпретации термографического изображения. Существуют визуальный и количественный способы оценки тепловизионной картины.

Визуальная (качественная) оценка термографии позволяет определить расположение, размеры, форму и структуру очагов повышенного излучения, а также ориентировочно оценивать величину инфракрасной радиации. Однако при визуальной оценке невозможно точное измерение температуры. Кроме того, сам подъем кажущейся температуры в термографе оказывается зависимым от скорости развертки и величины поля. Затруднения для клинической оценки результатов термографии заключаются в том, что подъем температуры на небольшом по площади участке оказывается малозаметным. В результате небольшой по размерам патологический очаг может не обнаруживаться.

Радиометрический подход весьма перспективен. Он предполагает использование самой современной техники и может найти применение для проведения массового профилактического обследования, получения количественной информации о патологических процессах в исследуемых участках, а также для оценки эффективности термографии.

Тепловизоры, применяемые сейчас в тепловизионной диагностике, представляют собой сканирующие устройства, состоящие из систем зеркал, фокусирующих инфракрасное излучение от поверхности тела на чувствительный приемник. Такой приемник требует охлаждения, которое обеспечивает высокую чувствительность. В приборе тепловое излучение последовательно преобразуется в электрический сигнал, усиливающийся и регистрирующийся как полутоновое изображение.

 В настоящее время применяются тепловизоры с оптико-механическим сканированием, в которых за счет пространственной развертки изображения осуществляется последовательное преобразование инфракрасного излучения в видимое.

Общим недостатком существующих тепловизоров является необходимость их охлаждения до температуры жидкого азота, что обусловливает их ограниченное применение. В 1982 году ученые предложили новый тип инфракрасного радиометра. В его основе - пленочный термоэлемент, работающий при комнатной температуре и обладающий постоянной чувствительностью в широком диапазоне длин волн. Недостатком термоэлемента является низкая чувствительность и большая инерционность.

Общим недостатком существующих тепловизоров является необходимость их охлаждения до температуры жидкого азота, что обусловливает их ограниченное применение. В 1982 году ученые предложили новый тип инфракрасного радиометра. В его основе - пленочный термоэлемент, работающий при комнатной температуре и обладающий постоянной чувствительностью в широком диапазоне длин волн. Недостатком термоэлемента является низкая чувствительность и большая инерционность.

В заключении, нужно указать на основные пути и перспективы совершенствования тепловизионной техники. Это, во-первых, повышение уровня четкости и степени контрастности тепловизионных изображений, создание видеоконтрольных устройств, дающих увеличенное воспроизведение теплового изображения, а также дальнейшая автоматизация исследований и применение ЭВМ. Во-вторых, совершенствование методики тепловизионных исследований различных видов заболеваний. Тепловизор должен давать информацию о площади кожного участка с измененной температурой и координатах фиксированного теплового поля. Предполагается создать аппараты, в которых можно произвольно менять увеличение изображения, фиксировать амплитудное распределение температуры по горизонтальным и вертикальным осям. Кроме того, необходимо сконструировать прибор, способный интенсифицировать развитие исследований механизма теплопередачи и корреляции наблюдаемых тепловых полей с источниками тепла внутри тела человека. Это позволит разработать унифицированные методики тепловизионной диагностики. В-третьих, следует продолжить поиск новых принципов работы тепловизоров, работающих в более длинноволновых областях спектра с целью регистрации максимума теплового излучения тела. В перспективе также возможно совершенствование аппаратуры для сверхчувствительного приема электромагнитных колебаний дециметровых, сантиметровых и миллиметровых диапазонов.

# СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ:

1. **Дощицин В. Л.** Практическая электрокардиография. — 2-е изд., перераб. и доп. — М.: Медицина, 1987. — 336 с.
2. **Дехтярь Г. Я.** Электрокардиографическая диагностика. —2-е изд., перераб. и доп. — М.: Медицина, 1972. — 416 с.
3. **Минкин Р. Б.**, Павлов Ю. Д. Электрокардиография и фонокардиография. — Изд. 2-е, перераб. и дополн. — Л.: Медицина, 1988. — 256 с.
4. **Исаков И. И.**, Кушаковский М. С., Журавлева Н. Б. Клиническая электрокардиография (нарушения сердечного ритма и проводимости): Руководство для врачей. — Изд. 2-е перераб. и доп. — Л.: Медицина, 1984. — 272 с.
5. **Кардиомониторы.** Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ: Учеб. Пособие для вузов / А. Л. Барановский, А. Н. Калиниченко, Л. А. Манило и др.; Под ред. А. Л. Барановского и А. П. Немирко. — М.: Радио и связь, 1993. — 248 с.
6. **Госсорг Ж.** Инфракрасная термография. — М.: Медицина, 1988 г.,
7. **Воробьев А. Б.** Тепловидение в медицине. — М.: Медицина, 1985 г. — 63 с.
8. **Каминская Г. Т.** Основы электроэнцефалографии. — М.: Изд-во МГУ, 1989 г.
9. **Краткин Ю. Г., Гусельников В. И.** Техника и методики электроэнцефлографии. — Изд. 2-е перераб. и дополн. — Л.: Изд-во "Наука", Ленингр. отд. — 1971 г.