КАРДИОМОНИТОРИНГ

ОСНОВНЫЕ МЕДИЦИНСКИЕ И ЭКСПЛУАТАЦИОННЫЕ ТРЕБОВАНИЯ К КАРДИОМОНИТОРАМ

Длительный опыт разработки и внедрения кардиомониторов (КМ) в клиническую практику позволяет сформулировать ряд медицинских и эксплуатационных требований, которым должны удовлетворять КМ. Некоторые из них противоречивы, а выполнение других затруднено, но перечисленные ниже требования позволят представить себе идеализированный КМ и оценить степень близости реальных КМ — идеальному.

1. Для каждого конкретного типа КМ необходим оптимальный набор диагностических признаков. Избыточность диагностических признаков усложняет программные и аппаратные средства, не повышая эффективности КМ, а в некоторых случаях являясь причиной ошибочной диагностики.
2. Кардиомониторы должны с высокой надежностью обнаруживать особо опасные аритмии (фибрилляцию желудочков). Угрожаемые аритмии по типу случайных событий (экстрасистолии, выпадения QRS-комплексов) не могут быть выявлены с абсолютной точностью, особенно при сложных нарушениях ритм, характеризующимися резкими изменениями амплитуды и форм желудочковых комплексов. Повышение же чувствительности КМ будет сопровождаться увеличением числа ложных тревог. Эксплуатационная документация должна содержать сведения о качестве обнаружения аритмий в контролируемых условиях.
3. Сигнализация тревоги в КМ должна быть дифференцирована по степени опасности для больного и различаться характером звука и цветом табло. Желательно предоставить врачу возможность выключения сигнализации по аритмиям, не имеющим значения для данного больного или присутствующим у него постоянно. Это позволит уменьшить число ложных тревог и исключить лишнее эмоциональное напряжение дежурного персонала.
4. Уровень помех в электрокардиосигнале (ЭКC) должен контролироваться и при превышении им допустимого предела индицироваться на передней панели КМ. Зашумленные участки ЭКС должны исключаться из анализа аритмий. К помехам следует отнести очень малый и очень большой уровни входного сигнала, затрудняющие его обработку.
5. В КМ должен быть детектор нарушений в системе отведений (отрыв электрода, увеличение переходного сопротивления .кожа — электрод).
6. Необходимо обеспечить правильную работу КМ во время электрической стимуляции сердца, когда артефакт стимула может восприниматься как желудочковый комплекс. Желательно, чтобы КМ обнаруживал интерференцию ритмов и неэффективную стимуляцию.
7. Кардиомонитор должен иметь выход текущего ЭКС для записи на кардиографе электрокардиограммы (ЭКГ) и выход запомненных фрагментов ЭКС по сигналу тревоги для анализа причин, вызывающих этот сигнал. Регистратор ЭКГ в этом случае должен включаться автоматически.
8. Должна быть обеспечена возможность работы КМ в автоматизированной системе оперативного врачебного контроля (АСОВК) путем передачи данных в центральный пост (ЦП) наблюдения.
9. В КМ должна применяться автоматическая начальная установка ряда параметров (усиление ЭКС, стабилизация изолинии, центровка ЭКС в динамическом диапазоне, исходные пороги разделения классов аритмий и т. п.), позволяющих начинать работу с прибором сразу после включения.
10. Необходимо применение наглядных средств отображения информации, позволяющих компоновать данные обработки ЭКС в удобной и выразительной форме (например, цветных дисплеев телевизионного типа).
11. Кардиомонитор должен иметь устройства документирования текущей и накопленной информации о сердечном ритме (получения “твердых” копий необходимых данных).
12. Необходимо обеспечить самоконтроль КМ в .момент включения и в процессе работы без перерыва в обработке ЭКС с сигнализацией о неисправностях.
13. Конструкция КМ, его элементная база и схемные решения должны предусматривать длительный непрерывный режим работы, обеспечивая высокие показатели надежности.
14. Для сокращения времени ремонта в КМ должны применяться автоматические методы поиска неисправностей при помощи встроенных программных и аппаратных средств.
15. Кардиомонитор должен иметь защиту от повреждения при воздействии на больного дефибриллирующим импульсом.
16. Так как во время лечения возможны внутрисердечные вмешательства (эндокардиальная электрическая стимуляция сердца) и нарушения кожных покровов (инъекции, капельницы и т. п.), то КМ должны быть наполнены по высшему классу защиты от поражения электрическим током больного и обслуживающего персонала (класс II, тип CF).
17. Необходимо добиваться наилучшего соотношения стоимость — эффективность, учитывая, что в палате интенсивной терапии может находиться от 6 до 12 кардиомониторов.

Кроме перечисленных основных медицинских и эксплуатационных требований на КМ распространяются государственные и отраслевые стандарты на электронные медицинские приборы, регламентирующие показатели качества, диапазон изменения параметров и погрешности измерений. Разработка оптимальных по свои функциям КМ осложняется тем, что не существует типового состава оборудования палаты интенсивного наблюдения и

КМ либо имеют избыточность в своем составе, либо оказываются в неукомплектованном виде. Наиболее целесообразен путь разработки всей АСОВК, рассчитанной на различное число больных.

КЛАССИФИКАЦИЯ КАРДИОМОНИТОРОВ

Разнообразное применение КМ в медицинской практике привело к определенной специализации приборов. Кардиомониторы можно разделить на виды и группы, отличающиеся друг от друга контролируемыми параметрами, эксплуатационными свойствам методами обработки и представления информации. Предлагаемая классификация является в какой-то мере условной, но дает представление о сферах применения и особенностях КМ: амбулаторные (носимые), скорой помощи, клинические, тестирующие, реабилитационные, санаторно-курортные.

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

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

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

Кардиомониторы **скорой помощи** предназначены для контроля состояния сердечной деятельности, восстановления утраченного или нарушенного ритма сердца на дому и в машине скорой помощи. Все КМ позволяют вести наблюдение ЭКГ, измерять частоту сердечных сокращений (ЧСС), проводить дефибрилляцию или стимуляцию сердца. Кардиомониторы должны работать от аккумулятора машины, внутренней батареи и от сети. Масса КМ около 5-8 кг.

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

1. Кардиологические КМ применяются в палатах интенсивного наблюдения за кардиологическими сольными в острый период заболевания. Основное назначение КМ — сигнализация о нарушениях ритма и проводимости сердца. Такие КМ обычно работают в автоматизированной системе оперативного врачебного контроля за несколькими больными.
2. Хирургические КМ применяются во время операций на сердце и сосудах и в послеоперационных палатах. В отличие от остальных типов КМ измеряют ряд дополнительных параметрон кровообращения и дыхания (систолическое, среднее и диастолическое кровяное давление; минутный объем сердца; периферический пульс; температуру тела; газовый состав и т. д.). Особенностью хирургических КМ является использование в основном прямых методов измерения параметров.
3. Акушерские КМ устанавливаются в родильных залах, предродовых палатах и в отделениях интенсивного ухода за новорожденными. Кардиомониторы применяются при патологиях сердечно-сосудистой системы рожениц и контроля за новорожденными. Кардиомониторы матери и плода позволяют измерять ЧСС матери и плода по прямому ЭКС и доплеровскому эхокардиосигналу, обнаруживать нарушения ритмов и измерять силу маточных сокращений. Кардиомонитор для новорожденных (переношенных, недоношенных и травмированных в родах) и детей до двухлетнего возраста, страдающих воспалением легких, измеряет ЧСС, частоту дыхания и сигнализирует о нарушениях ритма сердца и остановках дыхания.

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

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

**Санаторно-курортные** КМ находят применение в кардиологических санаторных для контроля лечения, особенно в бальнеологических условиях; при грязе- и светолечении, лечебных ваннах и других процедурах. Электроды ЭКГ могут быть опущены в ванну и не крепиться на больном. Для дозировки нагрузки (терренкур) может быть использован КМ, который выдает сигнал тревоги при уходе ЧСС за установленные пределы.

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

ОБОБЩЕННЫЕ СТРУКТУРНЫЕ СХЕМЫ КАРДИОМОНИТОРОВ

Несмотря на большое разнообразие КМ, все они могут бы описаны одной обобщенной структурной схемой (рис. 1). Электрокардиосигнал с электродов поступает в блок усиления и преобразования, который усиливает его до уровня, необходимого для его обработки. Блок ограничивает спектр частот входного сигнала с целью повышения помехоустойчивости и надежного выделения информативных признаков ЭКС и производит его дискретизацию (аналого-цифровое преобразование), если в дальнейшем предполагается цифровая обработка сигнала. При использовании беспроводного канала связи между больным и КМ электрокардиосигнал с электродов модулирует генератор передатчика, размещенного на больном. Принимаемый сигнал с приемника поступает в блок усиления и преобразования.

Усиленный и преобразованный в цифровую форму ЭКС (если предусматривается цифровая обработка сигнала) поступает в блок обработки, где в соответствии с принятыми алгоритмами аналоговым или цифровым методами производится: обнаружение QRS-комплексов или R-зубцов, классификация QRS-комплексов на нормальные и патологические. Идентифицированные комплексы QRS и значения интервалов RR поступают в блок формирования диагностических заключений. На основании полученных данных по алгоритмам выделения аритмий формируются соответствующие диагнозы.

Диагностические заключения сравниваются в блоке формирования сигналов тревоги с порогами, установленными для сигнализации. Электрокардиосигнал и диагностические заключения о характере аритмий индицируются в блоке отображения информации.

В зависимости от технического исполнения КМ могут быть инструментальными и вычислительными.

Запись ЭКГ

R

Блок

L Блок усиления и Блок формирования Блок отображения

преобразования обработки диагностических информации

N заключений

Блок

Передатчик Приемник формирования

сигналов тревоги

Рис. 1 Обобщенная структурная схема кардиомониторов

**Инструментальные** КМ исторически были первыми. Они характеризуются полностью аппаратными средствами реализации, использующими аналоговые методы обработки ЭКС и отображения информации. В инструментальных КМ могут быть использованы цифровые средства отображения и измерения параметров, основанные на “жесткой” логике, т. е. без возможности изменения программ обработки, свойственной вычислительной технике на основе ЭВМ. Упрощенная структурная схема инструментального КМ приведена на рис. 2

Отобра-

Запись ЭКГ Блок разверток жение

ЭКГ

R

ЧСС

L Пороговое Формирователь Измеритель

Усилитель устройство R-зубца ЧСС

N Измеритель-

ный прибор

Блок Установка Блок установки

фильтров порога пределов ЧСС и

сигнализации

Рис. 2 Структурная схема аналогового кардиомонитора

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

Рассмотренные КМ не позволяют классифицировать аритмии по типу случайных событий, многие из которых можно обнаружить на основании автоматического анализа RR-интервалов. Применение цифровых схем на жесткой логике в блоке формирования диагностических заключений (см. рис. 1) позволило создать простой КМ — ритмокардиоанализатор РКА-01, который позволяет обнаруживать экстрасистолы и выпадения QRS-комплексов.

В кардиосигнализаторе КС-02 экстрасистолы и выпадения.. QRS-комплексов обнаруживаются путем преобразования интервалов в амплитуду пилообразного напряжения и сравнения ее с пороговыми значениями.

Инструментальные КМ имеют ограниченные функциональные и технические возможности и на настоящем этапе не удовлетворяют, медицинским задачам.

**Вычислительные** КМ позволяют решать значительный круг медицинских, технических и эксплуатационных задач при помощи, ЭВМ, т. е. программным способом, что позволяет расширять классы обнаружения аритмий за счет усложнения алгоритмов. Функции вычислительной техники в КЧ сводятся к цифровой обработке ЭКС, анализу данных обработки, отображению результатов анализа и управлению прибором. В качестве ЭВМ используются встроенные аппаратные средства вычислительной техники: однокристальные одноплатные микроЭВМ и микропроцессорные системы.

Наиболее простой путь реализации вычислительных КМ — это применение в них одноплатных функционально законченных микроЭВМ. На рис. 3 приведена структурная схема КМ на основе двух микроЭВМ.

Усиленный ЭКС дискретизируется аналого-цифровым преобразователем (АЦП) и в цифровом виде поступает на вход микроЭВМ1. В этой микроЭВМ осуществляется операция сжатия исходного описания. Оно уменьшает количество отсчетов в 10-15 раз, что снижает требования к быстродействию аппаратных средств и позволяет синтезировать простые структурные алгоритмы обнаружения QRS-комплекса, выделения его характерных точек. Сжатое описание ЭКС поступает в микроЭВМ2. МикроЭВМ2 выполняет все последующие процедуры анализа аритмий: измерение RR-интервалов; изменение параметров QRS-комплексов; классификацию по их форме на нормальные и патологические; обнаружение аритмий и возможных помех. Программы наблюдения вводятся в микроЭВМ2 посредством клавиатуры КМ. Выходы МикроЭВМ2 соединяются с блоком интерфейса, осуществляющего связь с центральным постом (ЦП), и блоком формирования результатов анализа. В удобной для врача форме результаты анализа поступают на устройство отображения данных — электронно-лучевой дисплей телевизионного типа. При возникновении нарушений ритма, опасных для больного, включается сигнализация тревоги.

Поле ввода программ

наблюдения

Описание Диагноз

R QRS

Микро Микро Блок

L Усилитель АЦП ЭВМ 1 ЭВМ 2 интерфейса КЦП

Диагноз

N Запись ЭКГ Блок

сигнализации

Блок формирования

результатов анализа Устройства

отображения

данных

Рис. 3 Структурная схема цифрового кардиомонитора

Применение двух микроЭВМ в вычислительной части КМ продиктовано жестким режимом реального времени при достаточной сложности реализуемых программ л ограниченности объема постоянного запоминающего устройства (ПЗУ), программируемого изготовителем микроЭВМ по заказу пользователя. Более гибким решением является применение вычислителей на основе типовых комплексов интегральных микросхем. Такое выполнение вычислительной части КМ хотя и требует затрат на разработку, но не накладывает каких-либо серьезных ограничений на характеристики КМ и АСОВК.

ФУНКЦИОНАЛЬНЫЙ СОСТАВ ЭЛЕКТРОННЫХ УСТРОЙСТВ

Электронные устройства (ЭУ) кардиомониторов в самом общем случае представляют собой совокупность аппаратных средств, предназначенных для преобразования, обработки и отображения информации. В нашем случае под информацией понимается электрокардиосигнал (ЭКС) и данные его обработки в кардиомониторах на всех этапах, а также управляющие и тестирующие сигналы. Основной состав ЭУ охватывает широкий арсенал аналоговых и цифровых полупроводниковых схем, обеспечивающих выполнение функций:

* усиления ЭКС при значимых синфазных электрических помехах;
* преобразования ЭКС в удобную для обработки форму;
* анализа ЭКС во временной или частотной областях в реальном масштабе времени;
* накопления и обработки данных анализа;
* оперативного отображения и документирования ЭКС и результатов его обработки;
* дистанционной передачи ЭКС и результатов обработки по каналам связи;
* сопряжения кардиомониторов с автоматизированными системами;
* автоматизации процесса управления прибором;
* самодиагностирования неисправностей.

УСТРОЙСТВА СЪЕМА ЭКС В КАРДИОМОНИТОРАХ

Все устройства съема медицинской информации подразделяют на 2 группы: электроды и датчики (преобразователи). Электроды используются для съема электрического сигнала, реально существующего в организме, а датчик — устройство съема, реагирующее своим чувствительным элементом на воздействие измеряемой величины, а также осуществляющее преобразование этого воздействия в форму, удобную для последующей обработки. Электроды для съема биопотенциалов сердца принято называть электрокардиографическими (электроды ЭКГ). Они выполняют роль контакта с поверхностью тела и таким образом замыкают электрическую цепь между генератором биопотенциалов и устройством измерения.

Автоматический анализ электрокардиосигналов в кардиомониторах предъявляет жесткие требования к устройствам съема — электродам ЭКГ. От качества электродов зависит достоверность результатов анализа, и следовательно, степень сложности средств, применяемых для обнаружения сигнала на фоне помех. Низкое качество съема ЭКС практически не может быть скомпенсировано никакими техническими решениями.

Требования, применяемые к электродам ЭКГ, соответствуют основным требованиям к любым преобразователям биоэлектрических сигналов:

* по точности восприятия сигнала (минимальные потери полезного сигнала на переходе электрод—кожа и сохранение частотной характеристики сигнала);
* идентичность электрических и конструктивных параметров (взаимозаменяемость, возможность компенсации электрических параметров);
* постоянство во времени функций преобразования (стабильность электрических параметров);
* низкому уровню шумов (обеспечение необходимого соотношения сигнал—шум).
* малому влиянию характеристик электродов на измерительное устройство.

Как показало применение первых кардиомониторов, обычные пластинчатые электроды ЭКГ, широко используемые в ЭКГ, не удовлетворяют требованиям длительного непрерывного контроля ЭКС из-за большого уровня помех при съеме.

УСТРОЙСТВА ОТОБРАЖЕНИЯ ИНФОРМАЦИИ

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. Таким образом, отображенные данные включают:

* априорные данные о больном (фамилия, имя и отчество, номер истории болезни, возраст, пол, дата поступления, анамнез, предварительный диагноз);
* электрокардиосигнал (должен сопровождаться индикацией скорости движения изображения и калибровочным импульсом);
* значения параметров ритма сердца (частота сердечных сокращений, частота экстрасистол, параметры распределения RR-интервалов);
* результаты автоматического анализа аритмий (должны отображаться словами диапазона в той или иной формулировке, принятой для конкретного типа кардиомониторов);
* сигнализацию тревоги при появлении опасных аритмий (обычно индуцируется цветом светового табло с дифференциацией степени опасности);
* текущее время, время появления событий и время начала проводимой терапии и других мероприятий;
* сигнализацию обнаружения QRS-комплекса;
* состояние прохождения сигналов управления и контроля работоспособности прибора;
* сведения о нарушении работы кардиомонитора и локализации неисправности.

Отображаемая информация может носить временный — оперативный — характер, когда предыдущая информация стирается при появлении новой, и характер накопления данных за определенные интервалы времени. В последнем случае устройство отображения должно содержать или использовать внешнее устройство памяти для хранения данных.

ПАРАМЕТРЫ КАРДИОМОНИТОРОВ

Параметры, определяющие качество входных цепей

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| Наименование параметра | Значение параметра | Влияние параметра, примечания |
| Входной импеданс, МОм | 2,5-10 | Степень шунтирования ЭКС |
| Постоянный ток в цепи пациента через любой электрод, исключая нейтральный, мкА | менее  0,1 | Поляризующий эффект |

Параметры, характеризующие тракт усилителя ЭКС

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| Наименование параметра | Значение параметра | Влияние параметра, примечания |
| Уровень внутренних шумов (размах), приведенный ко входу, мкВ | менее  15-50 | Возможность наблюдения малых сигналов |
| Коэффициент ослабления синфазного сигнала, дБ | 90-120 | Степень подавления сетевой наводки |
| Допустимое постоянное напряжение на входе, мВ | ±300 | Сохранение параметров усилителя |
| Входное напряжение ЭКС, мВ | 0,05-5 | Определяет динамический диапазон усилителя |
| Чувствительность, мм/мВ | 5-40 | Реагирование на величину входного напряжения |
| Погрешность установки чувствительности, % | ±5 | При дискретной установке |
| Напряжение калибровочного сигнала, мВ | 1±0,05 | Калибровка усилителя |
| Время успокоения при перепаде напряжения на входе 300 мВ, с | 3,0 | Восстановление работоспо­собности усилителя |
| Устойчивость к импульсу дефибриллятора, кВ | 2-3 | Электрическая прочность, влияние на восстановление работоспособности усили­теля |

Частотно-временные параметры тракта усилителя и отображения ЭКС

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| Наименование параметра | Значение параметра | Влияние параметра, примечания |
| Полоса пропускания, Гц: |  | Степень искажения ЭКС |
| на выходе усилителя | 0,05-120 |  |
| при отображении на экране | 0,05-50 |  |
| Неравномерность АЧХ, %: |  | Динамическая линейность |
| на выходе усилителя | ±10 | по амплитуде |
| при отображении на экране | ±30 |  |
| Крутизна спада АЧХ вне полосы пропускания, дБ/октаву | 6 | Устойчивость тракта усилителя, искажение ЭКС |
| Выброс на переходной характери­стике, % | 10 | Реакция на импульсный сигнал |
| Погрешность измерения интервалов времени по экрану, % | менее  30 | В диапазоне от 0,06 до 3 с. |

Параметры преобразования ЭКС в цифровую форму

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| Наименование параметра | Значение параметра | Влияние параметра, примечания |
| Частота квантования, Гц | 250-500 | Сглаженность изображения, частота ввода данных в вычислитель |
| Погрешность частоты квантования, % | 1,0 | Обычно применяется кварцевая стабилизация частоты |
| Разрядность, бит | 8-10 | Сглаженность изображения, динамиче­ский диапазон ввода данных в вычис­литель |
| Приведенная погреш­ность цифрового кода, % | менее  3,0 | Соотношение между входным на­пряжением и значением двоичного разряда |

Параметры, характеризующие устройство отображения

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| Наименование параметра | Значение параметра | Влияние параметра, примечания |
| Ширина изображения, мм | 30-70 | Для ЭКС |
| Пределы перемещения луча по вертикали, мм | более  20 | Центровка изображения ЭКС |
| Ширина луча, мм | менее 1 | Фокусировка изображения |
| Дрейф нулевой линии, мм/ч | менее 5,0 | Стабильность положения изолинии |
| Скорость движения изобра­жения ЭКС, мм/с | 12,5-100  или 12,5; 25; 50; 100 | Пространственно-временное соотношение сигналов |
| Погрешность установки скорости движения ЭКС, % | ±10 | При дискретной установке |
| Нелинейность развертки, % | менее 10 | Сохранение временных соотноше­ний в сигнале |
| Размер развертки по горизонтали, мм | более  50 | Наглядность изображения ЭКС |
| Смещение изолинии при регулировке чувствительности, мм | менее 20 | Стабильность положения изолинии в процессе управления |
| Разрешающая способность (растр изображения) | не менее  256×512 | Качество изображения данных |

Параметры, характеризующие возможности анализа ритма

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| Наименование параметра | Значение параметра | Влияние параметра, примечания |
| Диапазон напряжений уверенного обнаружения R-зубца (комплекса QRS), мВ | 0,2-0,5 |  |
| Диапазон измерения ЧСС, мин -1 | 30-300 |  |
| Погрешность измерения ЧСС, мин -1 | ±2 |  |
| Верхняя граничная частота, при обнаружении сигнала, мин -1 | 500-600 | Возможность обнаруже­ния фибрилляции желудочков |
| Время усреднения ЧСС, с | 15, 30, 60 |  |
| Длительность запоминания фраг­ментов ЭКС по сигналу тревоги, с | 8-20 | Изучение предыстории нарушения ритма |
| Время анализа катастрофических аритмий, с | 5-10 | Включение сигнализации |
| Время анализа угрожающих аритмий, мин | 1-2 | Включение сигнализации |
| Число уровней программы сигнализации | 2-3 |  |

РАДИОТЕЛЕМЕТРИЧЕСКИЙ КАНАЛ ПЕРЕДАЧИ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЧЕСКОГО СИГНАЛА

Опыт эксплуатации кардиомониторов показал, что они обладают рядом недостатков, обусловленных передачей ЭКС от больного к кардиомонитору при помощи кабеля отведений. Кабель отведений сковывает движения больного, находящегося под непрерывным контролем длительное время (5-10 суток), вызывая у него чувство беспокойства и дискомфорта. Соединение больного с кардиомонитором затрудняет медперсоналу проведение некоторых лечебных и гигиенических процедур, на время которых практически прерывается контроль ЭКС. При движениях больного из-за тянущих усилий, приложенных к электродам, возможно их смещение, что является причиной ложных тревог и нарушений работы кардиомониторов. Несмотря на соблюдение всех требований по электробезопасности, всегда остается вероятность поражения током при неисправности изоляции цепей в кардиомониторе. Поэтому понятен интерес специалистов к беспроводным каналам передачи ЭКС, которые в значительной степени свободны от указанных недостатков. Радиотелеметрический канал передачи биопотенциалов уже давно используются в космической и спортивной медицине, в клинической практике для контроля больных в период реабилитации и в экспериментах на животных для изучения их физиологии и экологии, то есть там, где необходим контроль физиологических параметров в условиях свободного поведения человека и животных. В литературе за беспроводными системами передачи биопотенциалов закрепился термин биорадиотелеметрических систем (БРТС).

Целесообразно подразделять БРТС на системы дальнего (несколько километров), ближнего (в пределах одного помещения) и сверхближнего (до 1 метра) действия, отличающиеся мощностью передатчика, несущей частотой и чувствительностью приемника.

Оптимальной по удобству эксплуатации, простоте технических решений и стоимости является БРТС 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.

МЕТОДЫ ГРАФИЧЕСКОЙ РЕГИСТРАЦИИ СЕРДЕЧНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ

СФИГМОГРАФИЯ

Сфигмографией (от греч. sphygmos — пульс, биение сердца, grapho — пишу, записываю) называется метод графической регистрации артериального пульса. Впервые артериальный пульс графически был зарегистрирован Виерордтом в 1855 г., более точные записи пульса произведены Франком в 1905 г. Кривые пульса, зарегистрированные с сосудов, близко расположенных к сердцу (дуга аорты, сонная и подключичная артерии), называются сфигмограммами центрального пульса. Кривые, зарегистрированные с периферических артерий, называются сфигмограммами периферического пульса. Форма тех и других сфигмограмм несколько различна.

Различают прямую и объемную сфигмографию. При прямой сфигмографии с помощью пульсоприемника, расположенного на стенке сосуда, регистрируют колебания самой стенки артерии; при объемной сфигмографии с помощью манжеты, наложенной, например, на область плеча или другой участок тела, регистрируют изменения объема этого участка тела, вызванные прохождением пульсовой волны по его артериям. Обе эти кривые совпадают по времени, но отличаются по форме.

Приемником пульса при записи сфигмограммы служит стандартная воронка, которая накладывается на сонную, лучевую, бедренную или другую артерию в месте их отчетливой пульсации. Воронку фиксируют рукой, специальным бинтом или с помощью штатива. Пульсоприемник воспринимает колебания сосудистой стенки на ограниченном участке. Эти колебания вызывают смещения воздушного столба в резиновой трубке, соединяющей воронку с датчиком, преобразующим давление в электрический ток или оптический сигнал, который записывается регистрирующим устройством.

Запись сфигмограммы производится в удобном для пациенте положении лежа на спине, иногда — в положении сидя. Пульсоприемник должен плотно, но без сильного давления соприкасаться с артерией. Положение приемника не на артерии, а рядом вызывает появление “зеркальной” формы кривой. При записи пульса сонной артерии кожа и мышцы шеи не должны быть напряжены, так как это препятствует записи. Для снятия напряжения можно голову пациента слегка повернуть, приподнять или, наоборот опустить.

Одновременно со сфигмограммой целесообразно регистрировать ЭКГ, ФКГ и другие процессы. Синхронная запись с ЭКГ и ФКГ позволяет проводить фазовый анализ сердечного цикла для оценки сократительной функции миокарда.

МЕХАНОКАРДИОГРАФИЯ

В 1935 г. Н. Н. Савицкий предложил метод графической регистрации артериального давления и назвал его механокардиографией, а получаемые при этом кривые — тахоосциллограммами (от греч. tachys — быстрый, oscillatio — колебание).

Звуковой метод определения артериального давления Н. С. Короткова (1905) является простым, доступным и надежным. Он позволяет оприделить систолическое и диастолическое давление. Механокардиография, помимо этого, позволяет определять боковое, среднее, ударное, пульсовое давление, а также рассчитывать ударный и минутный объемы и величину периферического сопротивление кровотоку. Метод является бескровным, точным, необременительным для пациента и позволяет достаточно полно оценить состояние системы кровообращения.

Тахоосциллограммы записываются с помощью оптического дифференциального манометра. Получаемая кривая называется скоростной, или дифференциальной, так как она позволяет проводить анализ изменений во времени.

Регистрация тахоосциллограмм производится с помощью механокардиографа. Аппарат снабжен тремя высокочувствительными дифференциальными манометрами и одним манометром, отражающим изменение нарастания давления в манжете во время регистрации тахоосциллограммы. Запись производится на фотобумагу. Скорость движения фотобумаги при регистрации тахоосциллограммы должна составлять 10 мм/с. Запись механокардиограммы должна проводиться утром, натощак, после 30-40-минутного отдыха пациента. Для получения качественной записи требуется тщательно наложить манжету и пульсовые датчики. Регистрация тахоосциллограммы должна проводиться дважды, что дает возможность в дальнейшем более точно рассчитать уровень артериального давления. Во избежание поломки прибора все перестановки пульсовых датчиков должны проводиться только при отключенных манометрах.

Тахоосциллограмма воспроизводит скорость изменений объема тканей под манжетой, обусловленного притоком и оттоком крови в артериях при разных уровнях возрастающего (компрессионного) давления. Для регистрации тахоосциллограммы на среднюю треть плеча накладывают манжету, а на лучевую артерию — приемник пульса. Затем в режиме компрессии синхронно записываются тахоосциллограмма, кривая компрессионного давления и сфигмограмма лучевой артерии.

КАРДИОГРАФИЯ

Кардиографией (от греч. cardia — сердце) называется метод графической регистрации сердечного толчка. Часто применяется запись верхушечного толчка, апикальная ( от apical — верхушечный) кардиограмма.

Кардиограмма регистрируется с помощью такого же датчика, как и сфигмограмма. Пульсоприемник должен соответствовать размерам межреберных промежутков в прекардиальной области. Лучшее соприкосновение верхушки сердца с грудной клеткой и более отчетливую запись апикальной кардиограммы иногда удается получить при положении пациента на левом боку. Датчик накладывается на область верхушечного толчка. Даже небольшое смещение датчика может вызвать существенное изменение формы кривой. У здоровых лиц и больных с гипертрофией левого желудочка сердца верхушечный толчок образуется левым желудочком, но при значительной гипертрофии правого желудочка, например у больных с врожденными пороками сердца, левый контур сердца может быть образован правым желудочком. Отличить левожелудочковую кардиограмму от правожелудочковой можно путем регистрации ЭКГ в тех же точках на грудной клетке, где производится запись кардиограммы. Одновременно с кардиограммой обычно регистрируют ЭКГ и ФКГ.

ЭЗОФАГОКАРДИОГРАФИЯ

Эзофагокардиография (ЭФГ) называется метод графической регистрации движения сердца и, в частности, левого предсердия через пищевод (oesophagus — пищевод). Фредерик в 1887 г. на животных, а его ученик Саролеа в 1889 гю у людей впервые зарегистрировал ЭФГ. Пищевод вплотную прилежит к задней поверхности левого предсердия на уровне между VI и IX грудными позвонками на протяжении 4-6 см. Ниже к пищеводу прилежит левый желудочек, выше — аорта. Форма ЭФГ совпадает с манометрической кривой левого предсердия. ЭФГ позволяет изучать те же временные параметры, что и манометрическая кривая, но не дает возможности судить об уровне давления в левом предсердии.

Регистрация ЭФГ производится с помощью вводимого в пищевод резинового баллоно размерами примерно 2,5 х 2,5 см, прикрепленного к полому металлическому цилиндру размером 1 х 1 см, который соединен с резиновой трубкой (доуденальным зондом). Перед введением зонда баллон в сложенном виде вводится внутрь цилиндра, а в пищеводе выводится из него с помощью сфигмоманометра при давлении 15-20 мм рт. ст. Металлический цилиндр с прикрепленной к нему тонкой гибкой проволокой используется в качестве электрода для записи пищеводных отведений ЭКГ. Резиновая трубка соединяется с датчиком, преобразующим колебания давления воздушного столба в электрические или оптические сигналы, которые вместе с ЭКГ и ФКГ регистрируются осциллографом.

ЭФГ производится натощак или через 3-4 часа после еды в горизонтальном положении пациента на спине. Запись ЭФГ производится при задержанном на выдохе дыхании. Зонд лицам среднего роста вводится в пищевод на глубину 38-40 см от зубов, и регистрация ЭФГ производится через 1-2 см по мере извлечения зонда. ЭФГ от левого предсердия в большинстве случаев регистрируется на уровне между 33 и 27 см, выше — аорта, ниже — левый желудочек. Местоположение баллона относительно отделов сердца легко контролируется с помощью пищеводных отведений ЭКГ. На уровне левого желудочка и аорты ЭФГ похожа на форму сфигмограммы центрального пульса.

ЭФГ позволяет оценивать гемодинамику при различных нарушениях ритма. Особенно большое значение ЭФГ имеет в диагностике митральных пороков сердца.

ФЛЕБОСФИГМОГРАФИЯ

Флебосфигмографией (от греч. phleps — вена) называется метод графической регистрации венного пульса. Обычно производится запись пульса яремной вены, и получаемая при этом кривая называется центральным венозным пульсом.

В то время как ЭФГ отражает изменения объема и гемодинамики левой половины сердца, флебограмма отражает изменения объема и гемодинамики правой.

Запись флебограммы производится в горизонтальном положении пациента на спине с несколько приподнятым головным концом кровати или под голову пациента кладется небольшой валик. В качестве приемника пульса используется маленькая воронка или капсула, затянутая тонкой резиной. Датчик накладывается без давления, чтобы не вызвать спадения вены, и удерживается с помощью штатива. Пульсоприемник фиксируется обычно в области правой яремной вены между ножками грудино-ключично-сосцевидной мышцы сразу над ключицей. Запись флебограммы производится теми же приборами, что и запись сфигмограммы, скорость лентопротяжного механизма — 50 или 100 мм/с. Вместе с флебограммой регистрируются ЭКГ, ФКГ и другие процессы.

БАЛЛИСТОКАРДИОГРАФИЯ

Баллистокардиографией (БКГ) называется методика, регистрирующая движения тела, обусловленные работой сердца (от греч. ballo — бросаю). Она используется для оценки сократительной функции миокарда. Парри в 1786 г. впервые отметил механические движения тела во время сокращений сердца: он описал сотрясение кровати в такт с пульсом пациента. Старр в 1939 г. сконструировал специальный стол для записи БКГ, дал название методу и объяснение физической и физиологической сущности волн БКГ. Во время работы сердца происходит перемещение тела в направлении, противоположном движению крови. Выброс крови в аорту (вперед) сопровождается движением тела в противоположную сторону, каудально. Кровь, пройдя дугу аорты, меняет свое направление на противоположное, и тело с этого момента движется кпереди. Полагают, что величина смещения тела пропорциональна выброшенной во время систолы крови.

БКГ оценивается по соотношению амплитуды волн систолического интервала кривой. Значительные изменения БКГ наблюдаются при снижении сократительных свойств миокарда у больных с ишемической болезнью сердца, при гипертонической болезни, пороках сердца и других состояниях.

ДИНАМОГРАФИЯ

Динамографией (ДКГ) называется метод графической регистрации перемещения центра тяжести грудной клетки человека. Метод предложен в 1952 г. Е. Б. Бабским. Пациент лежит на специальном столе, и воспринимающее устройство в виде чувствительных датчиков располагается под грудной клеткой пациента. Регистрируется, в отличие от БКГ, смещение не всего тела, а только центра тяжести грудной клетки. Метод позволяет определять длительность отдельных фаз сердечного цикла и поэтому используется для оценки сократительных свойств миокарда.

ЭХОКАРДИОГРАФИЯ

Эхокардиографией называется метод изучения строения и движения структур сердца с помощью отраженного ультразвука. Получаемое при регистрации изображение сердца называется эхокардиограммой (ЭхоКГ). Впервые ЭхоКГ была зарегистрирована в 1954 г. шведскими учеными Эдлером и Херцем; свое современное название метод получил в 1965 г. по предложению Американского института ультразвука в медицине.

Физические принципы метода основаны на том, что ультразвуковые волны проникают в ткань и частично в виде эхосигнала отражаются от границ различной плотности. Волны ультразвуковой частоты генерируются датчиком, обладающим пьезоэлектрическим эффектом и устанавливаемым над областью сердца, отраженные от структур сердца эхосигналы вновь превращаются датчиком в электрический импульс, который усиливается, регистрируется и анализируется на экране видеомонитора. Одновременно полученные результаты могут фиксироваться на фотопленке, специально химически обработанной бумаге или с помощью поляроидной камеры в виде фотоизображений. Частота ультразвуковых волн, используемых в эхокардиографии, колеблется от 2 до 5 МГц, длина — 0,7-1,4 мм; они проникают в тело на глубину 20-25 см. Датчик работает в импульсном режиме: 0,1% времени — как излучатель, 99,9% — как приемник импульсов. Такое соотношение времени передачи и приема импульсов позволяет вести непрерывное наблюдение на экране видеомонитора. Для выделения отдельных фаз сердечного цикла синхронно с ЭхоКГ регистрируютмя ЭКГ, ФКГ или сфигмограмма.

В настоящее время помимо одномерной эхокардиографии, позволяющей анализировать строение и движение структур сердца — М-режим (от лат. motio — движение), используется двумерная в реальном масштабе времени и начинается применение трехмерной, объемной, эхокардиографии.

Противопоказаний к использованию эхокардиографии практически нет. Трудности ЭхоКГ наблюдаются у лиц с узкими межреберными промежутками и при различных деформациях грудной клетки, так как костная ткань у взрослых полностью отражает и поглощает ультразвуковые волны. Аналогичные трудности наблюдаются при эмфиземе легких: повышенная воздушность легких и прикрытие ими сердца делают невозможным проникновение ультразвука в сердце. Могут наблюдаться трудности, связанные не только с регистрацией, но и с анализом ЭхоКГ из-за явлений реверберации (от лат. reverberate — отражать), т. е. повторного отражения одной и той же волны ультразвуковым датчиком и появления ложных эхосигналов.

Исследование производится в затемненном помещении с целью лучшего наблюдения за экраном видеомонитора. Пациент находится в горизонтальном на спине положении со слегка приподнятым головным концом кровати, иногда бывает необходимо зарегистрировать ЭхоКГ в положении пациента на левом боку. Запись ЭхоКГ производится на свободном или задержанном на выдохе (особенно при эмфиземе легких) дыхании.

Стандартными местами положения датчика являются второе-пятое межреберья на 2-3 см кнаружи от левого края грудины. Эта область сердца, не прикрытая легкими, называется “ультразвуковым окном”. Дополнительными местами положения датчика являются область верхушки сердца, надчревная область и яремная ямка. Стандартные точки записи служат для количественного и качественного анализа ЭхоКГ, дополнительные — только для качественного. Оптимальный акустический контакт датчика с телом создается с помощью ультразвукового геля, глицерина или вазелинового масла.

Эхокардиография позволяет проводить диагностику приобретенных и врожденных пороков сердца, пролабирование створок клапанов, выявлять тромбы и опухоли сердца, выпот в перикарде, контролировать работу искусственных клапанов сердца, выявлять аневризму сердца и другие патологические состояния.

Своим развитием метод эхокардиографии в значительной степени обязан успехам в диагностике митрального стеноза. ЭхоКГ позволяет не только диагностировать порок, но и производить оценку степени стенозирования митрального отверстия, выбрать правильный способ оперативного вмешательства, проверить эффективность митральной комиссуротомии или работу имплантированных клапанов.

Таким образом, эхокардиография является чрезвычайно ценным и быстро прогрессирующим методом диагностики патологии сердца и сосудов.

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.

**Технические свойства фонокардиографов**

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 внешим 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 э. д. с., 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 миркофона звук воздействует на мембрану, сделанную из тончайшей прочной пленки. Соединенная с мембраной катушка перемещается в кольцевом зазоре магнитной системы микрофона, вследствие чего появляется э. д. с.

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 каждомтаком 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).

**Методика регистрации ФКГ**

Помещение, в котором происходит регистрация ФКГ, должнобыть 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 прижатия 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).

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.