Министерство образования Российской Федерации

Казанский национально-исследовательский технолагический университет

Институт технологии легкой промышленности, моды и дизайна

Кафедра Технологического оборудования медицинской и легкой промышленности

Реферат

по дисциплине: «Медицинские приборы, аппараты, системы и комплексы»

на тему: Электрокардиограф. Электрофизиологическая инструментальная диагностика

Выполнила: Гиззатуллина Э.Т.

Проверил: Шарифуллин Ф.С.

КАЗАНЬ 2013

# Содержание

# Введение

Применение

Прибор

Отведения

Электрическая ось сердца (ЭОС)

Электрокардиограф

Порядок выполнения работ

Список литературы

Введение

Электрокардиография - методика регистрации и исследования электрических полей, образующихся при работе сердца. Электрокардиография представляет собой относительно недорогой, но ценный метод электрофизиологической инструментальной диагностики в кардиологии. Прямым результатом электрокардиографии является получение электрокардиограммы (ЭКГ) - графического представления разности потенциалов возникающих в результате работы сердца и проводящихся на поверхность тела. На ЭКГ отражается усреднение всех векторов потенциалов действия, возникающих в определённый момент работы сердца.

Применение

Определение частоты и регулярности сердечных сокращений (например, экстрасистолы (внеочередные сокращения), или выпадения отдельных сокращений - аритмии). Показывает острое или хроническое повреждение миокарда (инфаркт миокарда, ишемия миокарда). Может быть использован для выявления нарушений обмена калия, кальция, магния и других электролитов. Выявление нарушений внутрисердечной проводимости (различные блокады). Метод скрининга при ишемической болезни сердца, в том числе и при нагрузочных пробах. Даёт понятие о физическом состоянии сердца (гипертрофия левого желудочка). Может дать информацию о внесердечных заболеваниях, таких как тромбоэмболия лёгочной артерии. Позволяет удалённо диагностировать острую сердечную патологию (инфаркт миокарда, ишемия миокарда) с помощью кардиофона.

Прибор

Стационарные электрокардиографы обеспечивают одновременную запись на широкой бумаге электрических потенциалов во многих отведениях. В данной работе Вы знакомитесь с портативным одноканальным прибором, применяемым при выездах врача к пациенту. Прибор ЭК1Т - 03 может работать как от сети, так и от аккумулятора. Будучи одноканальным, он обеспечивает последовательную регистрацию потенциалов в отведениях. Схема стандартных отведений была предложена основателем данного метода - В. Эйнтховеном. Согласно этой схеме, на теле пациента устанавливаются три электрода: на предплечьях и на левой голени. Они образуют три отведения. Геометрическая схема, называемая «треугольник Эйнтховена», такова. Если пациент лежит, раскинув руки и ноги, то закрепленные на них электроды образуют равносторонний треугольник, в центре которого - сердце, равноудаленное от сторон и от вершин этого треугольника. Графические построения ИЭВС Вам предстоят в привязке к треугольнику Эйнтховена. При снятии ЭКГ пациент может иметь и другую позу. При этом если сгибаются руки или ноги, то изгибаются и силовые линии электрического поля в проводящих тканях пациента. Так что изменения его позы практически не изменяют характера записей в отведениях. Интерпретировать их все равно можно в привязке к треугольнику Эйнтховена.

Но путаница в размещении и подключении электродов недопустима, поскольку приводит к ошибкам в диагностических заключениях. И вообще, снятие ЭКГ - жестко регламентированная процедура, в которой нет мелочей.

Принятая нумерация отведений:- (правая рука - левая рука)- (правая рука - левая нога)- (левая рука - левая нога)

Система обозначений для пиков электрической активности на кардиограммах также предложена Эйнтховеном, и с тех пор сохраняется (см рисунок).



В ходе становления и развития метода ЭКГ были установлены связи между состоянием различных участков сердца и записями его электрической активности на кардиограмме. Подробное обсуждение этих связей не входит в задачи кафедры физики. Ограничимся констатацией связей общего характера:

Зубец Р - возбуждение обоих предсердий

Зубец Q- возбуждение левой половины межжелудочковой перегородки

Зубец R - возбуждение желудочков

Зубец S - возбуждение основания левого желудочка

Зубец Т - соответствует процессам реполяризации

Зубец U регистрируется не всегда, и его происхождение не изучено.

Отведения

Каждая из измеряемых разниц потенциалов называется отведением. Отведения I, II и III накладываются на конечности: I - правая рука - левая рука, II - правая рука - левая нога, III - левая рука - левая нога. С электрода на правой ноге показания не регистрируются, он используется только для заземления пациента.



Регистрируют также усиленные отведения от конечностей: aVR, aVL, aVF - однополюсные отведения, они измеряются относительно усреднённого потенциала всех трёх электродов. Заметим, что среди шести сигналов I, II, III, aVR, aVL, aVF только два являются линейно независимыми, то есть сигнал в каждом из этих отведений можно найти, зная сигналы только в каких-либо двух отведениях.

При однополюсном отведении регистрирующий электрод определяет разность потенциалов между конкретной точкой электрического поля (к которой он подведён) и гипотетическим электрическим нулём. Однополюсные грудные отведения обозначаются буквой V.

Схема установки электродов V1-V6 Отведения Расположение регистрирующего электродаВ 4-м межреберье у правого края грудиныВ 4-м межреберье у левого края грудиныНа середине расстояния между V2 и V4В 5-м межреберье по срединно-ключичной линииНа пересечении горизонтального уровня 4-го отведения и передней подмышечной линииНа пересечении горизонтального уровня 4-го отведения и средней подмышечной линииНа пересечении горизонтального уровня 4-го отведения и задней подмышечной линииНа пересечении горизонтального уровня 4-го отведения и срединно-лопаточной линииНа пересечении горизонтального уровня 4-го отведения и паравертебральной линии

В основном регистрируют 6 грудных отведений: с V1 по V6. Отведения V7-V8-V9 незаслуженно редко используются в клинической практике, так как они дают более полную информацию о патологических процессах в миокарде задней (задне-базальной) стенки левого желудочка.

Для поиска и регистрации патологических феноменов в «немых» участках (см. невидимые зоны) миокарда применяют дополнительные отведения (не входящие в общепринятую систему):





Дополнительные задние отведения Вилсона, расположение электродов и соответственно нумерация, по аналогии с грудными отведениями Вилсона, продолжается в левую подмышечную область и заднюю поверхность левой половины грудной клетки. Специфичны для задней стенки левого желудочка.

Дополнительные высокие грудные отведения Вилсона, расположение отведений согласно нумерации, по аналогии с грудными отведениями Вилсона, на 1-2 межреберья выше стандартной позиции. Специфичны для базальных отделов передней стенки левого желудочка.

Брюшные отведения предложены в 1954 г. J.Lamber. Специфичны для переднеперегородочного отдела левого желудочка, нижней и нижнебоковой стенок левого желудочка. В настоящее время практически не используются.

Отведения по Небу - Гуревичу. Предложены в 1938 г. немецким учёным W. Nebh. Три электрода образуют приблизительно равносторонний треугольник, стороны которого соответствуют трём областям - задней стенке сердца, передней и прилегающей к перегородке. При регистрации электрокардиограммы в системе отведений по Небу при переключении регистратора в позицию aVL можно получить дополнительное отведение aVL-Neb, высокоспецифичное в отношении заднего инфаркт миокарда.

Правильное понимание нормальных и патологических векторов деполяризации и реполяризации клеток миокарда позволяют получить большое количество важной клинической информации. Правый желудочек обладает малой массой, оставляя лишь незначительные изменения на ЭКГ, что приводит к затруднениям в диагностике его патологии, по сравнению с левым желудочком.

Электрическая ось сердца (ЭОС)

Электрическая ось сердца - проекция результирующего вектора возбуждения желудочков во фронтальной плоскости (проекция на ось I стандартного электрокардиографического отведения). Обычно она направлена вниз и вправо (нормальные значения: 30°…70°), но может и выходить за эти пределы у высоких людей, лиц с повышенной массой тела, детей (вертикальная ЭОС с углом 70°…90°, или горизонтальная - с углом 0°…30°). Отклонение от нормы может означать как наличие каких либо патологий (аритмии, блокады, тромбоэмболия), так и нетипичное расположение сердца (встречается крайне редко). Нормальная электрическая ось называется нормограммой. Отклонения её от нормы влево или вправо - соответственно левограммой или правограммой.

Электрокардиографы применяют для регистрации периодически повторяющейся кривой, образованной наложением элементарных синусоидальных колебаний разных частот, амплитуд и фаз, которые отображают электробиологические процессы в активной сердечной мышце.В медицинской практике преимущественно применяются электрокардиографы с непосредственной записью, у которых функции регистрирующего устройства выполняет писчик, записывающий колебания гальванометра. Недостатком такого электрокардиографа является иннерционность регистрирующего устройства, которая приводит к заметным искажениям высокочастотного спектра кардиограммы и тем самым ограничивает диагностические возможности аппарата. Этот недостаток полностью отсутствует у электрокардиографов, в которых в качестве регистрирующего устройства используется осциллограф на электронно-лучевой трубке. При снятии кардиограммы регистрируемый сигнал, усиливаемый высококачественным электронным усилителем, поступает на вертикальные пластины электронно-лучевой трубки, а на горизонтальные пластины подается линейно изменяющееся напряжение с требуемой скоростью изменения и амплитудой, обеспечивающей развертку электронного луча трубки на полный экран. Это - так называемая развертка осциллографа.

Такой прибор можно использовать для снятия вектор-кардиограммы, представляющей собой векторную сумму двух разностей потенциалов, одна из которых поступает на вертикальные пластины, а другая - на горизонтальные пластины. При этом развертка отключается, а горизонтальные пластины подключаются к выводу второго усилителя, на вход которого подают вторую составляющую результирующего вектора.

Усилители необходимо строить с дифференциальным каскадом на входе, чтобы можно было:

■ использовать инвертирующий и неинвертирующий входы;

■ подавлять синфазные помехи, обусловленные не только наводками в виде фона (с частотой 50 Гц или кратной), а также помехи, вызываемые электрической активностью скелетных мышц пациента, и т.д.;

■ реализовать стандартные отведения , обеспечивающие измерение разности потенциалов между двумя участками тела, подключением электродов кардиографа к инвертирующему и неинвертирующему входам дифференциального каскада.

Как известно , основными стандартными отведениями являются:отведение - электроды на левой и правой руке подключаются соответственно к инвертирующему и неинвертирующему входам;и III отведения - электрод на левой ноге подключают к инвертирующему входу, а к неинвертирующему входу - электрод на правой руке (II отведение) или на левой руке (III отведение). При указанных правилах подключения электродов на экране электронно-лучевой трубки электрокардиограмма появляется направленная кверху, если поданный на инвертирующий вход сигнал превышает по амплитуде сигнал на неинвертирующем входе.

Усилитель, предназначенный для горизонтальных пластин при снятии векторкардиограммы, желательно также реализовать а дифференциальном каскаде. Промежуточные и выходные каскады усилителей целесообразно реализовать на дифференциальных парах, не прибегая к преобразованию двухфазного выходного напряжения в однофазный, так как усилители электронно-лучевых трубок, как правило, строят с двухфазным выходом.

Точность воспроизведения электрокардиограммы определяется линейными и нелинейными искажениями усиливаемых сигналов.

Линейные искажения определяются АЧХ усилителя. В области низких частот они могут быть полностью исключены, если отказаться от использования разделительных RС-цепей между каскадами и блокирующих конденсаторов в цепях задания и стабилизации режимных токов транзисторов. Однако при этом необходимо предусмотреть меры для установки нулевого уровня, от которого отсчитывается амплитуда зубцов и определяется степень смещения сегментов электрокардиограммы. Для установки нулевого уровня, смещение которого в основном определяется отклонением выходного напряжения входного дифференциального каскада, применяют балансировку каскада путем изменения режимных токов входных транзисторов. В электрокардиографах эту операцию производят при помощи корректора.

Из-за температурного дрейфа выходного напряжения дифференциального каскада происходит смещение нулевого уровня, нестабильность которого мешает определению уровня S-Т и создает условия для ошибочного толкования электрокардиограммы . Влияние температурного дрейфа практически можно исключить использованием высокостабильных источников тока, задающих режимные токи коллекторов, а также охватом отрицательной обратной связью соответствующих звеньев усилителя.

При использовании усилителей с непосредственными связями возникает еще проблема согласования по постоянному току каскадов в последовательной цепи усилителя. Эту проблему решают применением схем сдвига потенциальных уровней .

Указанные проблемы, вызывающие смещение нулевого уровня, можно исключить применением разделительной RС-цепи, которую подключают к выходу усилителя. Постоянную времени цепи тр = СрR необходимо рассчитать так, чтобы усилитель передавал без заметного искажения сигналы очень низкой частоты - около 0,25 Гц .

В области низких частот существенно сказывается действие шумовых сигналов, обусловленных дисперсией процесса рекомбинации-генерации. Это низкочастотные шумы типа 1/f, амплитуда которых заметно возрастает по мере уменьшения частоты.

В электрокардиографах и целом ряде других медицинских аппаратов (например, энцефалографах) приходится усиливать сравнительно низкочастотные сигналы (с частотой, иногда составляющей десятые доли герца), поэтому наряду с полезными сигналами усиливаются низкочастотные шумовые сигналы типа 1/f, амплитуда которых может оказаться сравнимой с амплитудой полезных сигналов. При этом точнсть воспроизведения сигналов прибором характеризуется шумовым показателем

µш = Uвых.m / кр\Uвых,ш\ ,

определяемым отношением амплитуды полезного сигнала Uвых.m к амплитудному значению шумового сигнала кр\Uвых,ш\ (|С/вых,ш\ - среднеквадратичное значение шума, кр - коэффициент, определяющий амплитудное значение шума). Следовательно, при разработке или выборе низкочастотного усилителя для указанных медицинских приборов необходимо ориентироваться и на коэффициент шума, стремясь к тому, чтобы µш >(10-50).

В усилителях постоянных сигналов прямого усиления проблему уменьшения низкочастотных шумов возможно решить только одним способом - выбором малошумящих транзисторов во входном каскаде, избегая полевых транзисторов, характерной особенностью которых является высокий уровень шумов 1/f. Использование разделительных RС-цепей позволяет еще больше увеличить µш. Практически полностью можно исключить шумы 1/f применением усилителей постоянных сигналов с преобразованием, т.е. МДМ-усилителей, в которых следует использовать модулятор на элементе с низким уровнем шумов 1/f.

Искажения в области высших частот обусловлены инерционностью элементов кардиографа. Считается , что пригодный для клинических целей электрокардиограф должен точно передавать сигналы с высокочастотным спектром более 200 Гц. Если регистрирующая система обладает верхней граничной частотой fв, не превышающей 120 Гц, то амплитуда зубцов уменьшается на 30%. Поэтому электрокардиографы с непосредственной записью, где в качестве регистрирующей системы используется инерционный писчик с очень низкой частотой свободных колебаний, практически непригодны для достоверной диагностики на основании формы воспроизводимых зубцов. В электрокардиографах с регистрирующей системой в виде осциллографа без особого труда можно обеспечить воспроизведение сигналов с высокочастотным спектром, составляющим десятки и более килогерц. При этом полностью исключается искажение формы зубцов.

Точность электрокардиограмм зависит и от уровня нелинейных искажений, вносимых аппаратом. Для установления этих искажений электрокардиографы снабжаются потенциометром, при помощи которого контролируется, во-первых, чувствительность усилителя с помощью контрольного милливольта и, во-вторых, уровень нелинейных искажений подачей разнополярных контрольных милливольт. В первом случае подачей контрольного милливольта устанавливается определенный масштаб амплитуды усиливаемого сигнала. По международному стандарту 1 мВ должен обеспечить отклонение 10 мм (в некоторых случаях отступают от этого стандарта). Во втором случае для установления уровня нелинейных искажений изменяют амплитуду контрольного сигнала и проверяют, соответствует ли отклонение на выходе кардиографа установленному значению контрольного сигнала. Такую проверку проводят для отклонения как вверх, так и вниз.

Для уменьшения нелинейных искажений охватывают усилитель отрицательной обратной связью требуемой глубины. При малых нелинейных искажениях их уровень уменьшается пропорционально глубине обратной связи.

Современные электрокардиографы позволяют осуществлять как одноканальную, так и многоканальную запись кардиограммы . Использование цифрового осциллографа позволяет компьютеризировать данный процесс. Для компьютерной обработки электрокардиограмм преобразуют аналоговый сигнал в цифровой, снабдив усилитель аналого-цифровым преобразователем. Дополнив компьютер базой данных по кардиограммам, составленным медицинскими экспертами, можно установить диагноз исследуемого пациента.

Электрокардиограф

В состав электрокардиографа входят следующие блоки:

. Входное устройство. Это система электродов, кабелей их подключения к прибору, приспособлений для фиксации электродов.

. Усилитель биопотенциалов. Коэффициент усиления - порядка 5000.

. Регистрирующее устройство. В нем отклонения пера, пропорциональные биопотенциалам, записываются на специальной ленте. В данном случае, кончик пера - горячий, а лента - термочувствительная. Применяются значения скорости протяжки ленты 25 мм/с и 50 мм/с

. Блок питания

. Блок калибровки. При его кратковременных включениях, на вход усилителя вместо пациента подключается калибровочное напряжение 1 мВ. Если усилитель в порядке, то на ленте прописывается прямоугольный импульс высотой 10 мм. Вся статистика по норме и патологии высоты зубцов на ЭКГ - это данные в милливольтах. Поэтому запись калибровочного сигнала перед обследованием и после обследования обязательна.

Современные дизайнерские решения приборов таковы, что отпадает необходимость в подробных указаниях, где размещены кнопки и клавиши переключений. Вникнув в простую символику обозначений, убедитесь в возможностях следующих переключений:

. Переключения отведений в прямой и обратной последовательности; световая индикация этих переключений.

. Включение успокоителя пера («0»), со световой индикацией включения;

. Включение калибровочного напряжения 1мВ

. Переключение скорости протяжки ленты на 25 мм/с («25») или 50 мм/с («50»).

сердце сокращение электрокардиограф лаборант

Порядок выполнения работ

. Под контролем лаборанта установить электроды на предплечьях и на левой голени. 2. Подключить электроды к кардиографу. Включить электрокардиограф. Установить скорость протяжки ленты 25 мм/с. Это означает, что при расшифровке записей одному миллиметру вдоль ленты соответствует время D t = 1/25 = 0.04 с/мм.

. Записать калибровочный импульс 1 мВ.

. Выполнить запись ЭКГ последовательно в трех отведениях. Снова записать калибровочный импульс 1 мВ.

Список литературы

1. Т.М.Агаханян, В.Г.Никитаев. Электронные устройства в медицинских приборах. БИНОМ. Лаборатория знаний, 2005.

. Джонс М.Х. Электроника: практический курс / Пер. с англ. М.: Постмаркет, 1999.

. Мурашко В.В., Струтынский А.В. Электрокардиография. М.:МЕДпресс, 1998.