**СОДЕРЖАНИЕ:**

**ОБЩИЕ СВЕДЕНИЯ 2**

**БИОЭЛЕКТРИЧЕСКИЕ ЯВЛЕНИЯ В СЕРДЕЧНОЙ МЫШЦЕ 2**

**РЕГИСТРАЦИЯ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЫ 4**

**ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЧЕСКИЕ ОТВЕДЕНИЯ 5**

**ПОМЕХИ ПРИ РЕГИСТРАЦИИ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЫ И МЕТОДЫ ИХ УСТРАНЕНИЯ 6**

**ВОЗМОЖНОЕ СХЕМНОЕ РЕШЕНИЕ 8**

**УСИЛИТЕЛИ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА 8**

ОСОБЕННОСТИ ИСТОЧНИКА ВОЗБУЖДЕНИЯ 8

ТРЕБОВАНИЯ К ПАРАМЕТРАМ 9

**ПРЕОБРАЗОВАТЕЛИ ЭКС ДЛЯ ЦИФРОВЫХ УСТРОЙСТВ. 12**

АНАЛОГО-ЦИФРОВЫЕ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛИ. 13

**ЦИФРОВАЯ ФИЛЬТРАЦИЯ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА 14**

ФИЛЬТРЫ ПОДАВЛЕНИЯ СЕТЕВОЙ НАВОДКИ. 15

**СЖАТИЕ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА 17**

**СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ: 20**

**ОБЩИЕ СВЕДЕНИЯ**

***БИОЭЛЕКТРИЧЕСКИЕ ЯВЛЕНИЯ В СЕРДЕЧНОЙ МЫШЦЕ***

Возникновение электрических потенциалов в сердечной мышце связано с движением ионов через клеточную мембрану. Основную роль при этом играют катионы натрия и калия. Внутри клетки калия значительно больше, чем во внеклеточной жидкости, концентрация внутриклеточного натрия, наоборот, намного меньше, чем вне клетки. В покое наружная поверхность клетки миокарда заряжена положительно вследствие преобладания там катионов натрия, внутренняя поверхность клеточной мембраны имеет отрицательный заряд вследствие преобладания внутри клетки анионов (Cl —, HCO3— и др.). В этих условиях клетка поляризована, при регистрации электрических процессов с помощью наружных электродов разности потенциалов не будет. Однако если в этот период ввести микроэлектрод внутрь клетки, то зарегистрируется так называемый потенциал покоя, достигающий 90 мВ. Под воздействием внешнего электрического импульса клеточная мембрана становится проницаемой для катионов натрия, которые устремляются внутрь клетки (вследствие разности внутри- и внеклеточной концентрации) и переносят туда свой положительный заряд. Наружная поверхность данного участка приобретает отрицательный заряд вследствие преобладания там анионов. При этом появляется разность потенциалов между положительным и отрицательным участками поверхности клетки, и регистрирующий прибор зафиксирует отклонение от изоэлектрической линии. Этот процесс носит название деполяризации и связан с потенциалом действия. Вскоре вся наружная поверхность клетки приобретает отрицательный заряд, а внутренняя — положительный, т. е. произойдет обратная поляризация.. Регистрируемая кривая при этом вернется к изоэлектрической линии.

В конце периода возбуждения клеточная мембрана становится менее проницаемой для катионов натрия, но более проницаемой для катионов калия; последние устремляются из клетки (вследствие разности вне- и внутриклеточной концентрации). Выход калия из клетки преобладает над поступлением натрия в клетку, поэтому наружная поверхность мембраны снова постепенно приобретает положительный заряд, а внутренняя — отрицательный. Этот процесс носит название реполяризации. Регистрирующий прибор вновь зафиксирует отклонение кривой, но в другую сторону (так как положительный и отрицательный полюсы клетки поменялись местами) и меньшей амплитуды (так как поток ионов калия движется медленнее). Описанные процессы происходят во время **систолы**. Когда вся наружная поверхность вновь приобретает положительный заряд, а внутренняя — отрицательный, снова будет зафиксирована изоэлектрическая линия, что соответствует **диастоле**. Во время диастолы происходит медленное обратное движение ионов калия и натрия, которое мало влияет на заряд клетки, поскольку ионы натрия выходят из клетки, а ионы калия входят в нее одновременно и эти процессы уравновешивают друг друга.

Описанные процессы относятся к возбуждению единичного волокна миокарда. Возникающий при деполяризации импульс вызывает возбуждение соседних участков миокарда, оно постепенно охватывает весь миокард, развиваясь по типу цепной реакции.

Возбуждение сердца начинается в синусовом узле, расположенном в правом предсердии в области устья верхней полой вены. Синусовый узел обладает автоматизмом и продуцирует определенное число импульсов в заданный промежуток времени. У взрослого человека в покое в синусовом узле генерируется 60-80 импульсов в минуту.

***РЕГИСТРАЦИЯ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЫ***

Электрокардиограмма (ЭКГ) представляет собой запись суммарного электрического потенциала, возникающего при возбуждении множества миокардиальных клеток.

ЭКГ записывают с помощью электрокардиографа. Его основными частями являются гальванометр, система усиления, переключатель отведений и регистрирующее устройство. Электрические потенциалы, возникающие в сердце, воспринимаются электродами, усиливаются и приводят в действие гальванометр. Изменения магнитного поля передаются на регистрирующее устройство и фиксируются на электрокардиографическую ленту, которая движется со скоростью 10-100 мм/с (чаще 25 или 50 мм/с).

Во избежание технических ошибок и помех при записи ЭКГ необходимо обратить внимание на правильность наложения электродов и их контакт с кожей, заземление аппарата, амплитуду контрольного милливольта и другие факторы, способные вызвать искажение кривой.

Электроды для записи ЭКГ накладывают на различные участки тела. Система расположения электродов называется **электрокардиографическими отведениями.**

***ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЧЕСКИЕ ОТВЕДЕНИЯ***

В клинической практике наиболее распространены отведения от различных участков поверхности тела. Эти отведения называются поверхностными. При регистрации ЭКГ обычно используют 12 общепринятых: 6 от конечностей и 6 грудных. Первые 3 стандартных отведения были предложены еще Эйнтговеном. Электроды при этом накладываются следующим образом:

1. I.         отведение: левая рука (+) и правая рука (-);
2. II.      отведение: левая нога (+) и правая рука (-);
3. III.   отведение: левая нога (+) и левая рука (-).

Оси этих отведений образуют во фронтальной плоскости грудной клетки так называемый треугольник Эйнтговена.

Регистрируют также усиленные отведения от конечностей:

1.              αVR — от правой руки;
2.              αVL — от левой руки;
3.              αVF — от левой ноги.

К положительному полюсу аппарата присоединяют проводник электрода от соответствующей конечности, а к отрицательному полюсу — объединенный проводник электродов от двух других конечностей. Усиленные отведения от конечностей находятся в определенном соотношении со стандартными. Так, отведение αVL в норме имеет сходство с I отведением, αVR — с зеркально перевернутым II отведением, αVF сходно со II и III отведениями.

Шесть грудных отведений обозначают V1 - V6. Электрод от положительного полюса устанавливают на следующие точки:

V1 — в четвертом межреберье у правого края грудины;

V2 — в четвертом межреберье у левого края грудины;

V3 — посередине между точками V2 и V4;

V4 — в пятом межреберье по левой срединно-ключичной линии;

V5 — на уровне отведения V4 по левой передней аксиллярной линии;

V6 — на том же уровне по левой средней аксиллярной линии.

***ПОМЕХИ ПРИ РЕГИСТРАЦИИ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЫ И МЕТОДЫ ИХ УСТРАНЕНИЯ***

Усилительная система в электрокардиографе способствует резкому усилению не только полезных сигналов, но и тех незначительных помех, которые не всегда устранимы. Некоторые морфологические изменения зубцов неизбежны, но не имеют диагностического значения. Однако очень часто эти изменения ошибочно считают признаками поражения миокарда.

Причиной помех могут быть электрическая активность тканей, через которые проводится импульс (например, скелетные мышцы), сопротивление тканей, особенно кожи, а также сопротивление на входе усилителя.. Примером помех такого рода является электрическая активность скелетных мышц, поэтому при регистрации электрокардиограммы необходимо рекомендовать пациенту максимально расслабить мышцы. Мышечные токи накладываются на электрокардиограмму у больных с дрожательным параличом, хореей, тетанией, паркинсонизмом, тиреотоксикозом. Колебания, вызываемые мышечными токами, иногда трудно отличить от трепетания предсердий. Артефакты, возникающие на кривой при случайном толчке аппарата или кушетки могут имитировать желудочковые экстрасистолы. Однако, при внимательном рассмотрении артефакты легко распознаются. Неравномерная работа отметчика времени или лентопротяжного механизма может симулировать аритмию.

При сопоставлении динамических изменений нельзя придавать диагностическое значение изменениям амплитуды зубцов, если серийные электрокардиограммы у одного и того же пациента зарегистрированы при разной чувствительности электрокардиографа.

Большое значение имеет постоянство нулевой (или основной) линии, от которой производится отсчет амплитуды зубцов. Стабильность нулевой линии зависит от наличия достаточно высокого входного сопротивления усилительной системы и минимального кожного сопротивления.

Нередко основная линия электрокардиограммы колеблется вместе с элементами кривой. Подобную электрокардиограмму не следует считать патологической, так как причиной могут быть нарушения режима питания аппарата, форсированное дыхание пациента, кашель, икота, чиханье, перистальтика кишечника. В грудных отведениях подобные изменения нередко проявляются при трении электрода о выступающие ребра.

Низкий вольтаж зубцов иногда обусловливается плохим контактом электродов с кожей.

Значительные помехи вызывают наводные токи («фон»), распознаваемые по правильности колебаний 50 Гц (от осветительной сети). Подобные помехи могут появиться при плохом контакте электродов с кожей, особенно при ее волосатости. Нетрудно распознать локализацию возникновения помех. Например, если «наводка» вида во II и III отведении, а в I отведении ее нет, то провод от левой ноги имеет плохой контакт с электродом, или последний неплотно прилегает к коже. Если «наводка» видна в I и II отведении, то плохой контакт на правой руке. Если контакты достаточные, а «наводка» наблюдается во всех отведениях, то рекомендуется заземлить правую ногу, присоединив ее специальным кабелем к отопительным и водопроводным трубам. Иногда полезно изменить положение койки пациента, поскольку тело человека иногда можно уподобить антенне, которая в одних положениях подвержена влиянию атмосферных токов, а в других — свободна от них. Кроме того, нельзя укладывать пациента так, чтобы осветительная сеть была параллельна оси отведения. Для устранения «наводки» часто прибегают к различным фильтрам. Такого способа устранения помех следует избегать, так как при этом наряду с освобождением кривой от наводных токов нередко выбрасываются и частоты сигнала сердца. Наилучший способ, помогающий освобождению от помех, заключаются в использовании клетки Фарадея.

**ВОЗМОЖНОЕ СХЕМНОЕ РЕШЕНИЕ**

***УСИЛИТЕЛИ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА***

ОСОБЕННОСТИ ИСТОЧНИКА ВОЗБУЖДЕНИЯ

Источником возбуждения усилителя электрокардиосигнала (УсЭКС) является биологический объект — человек, который может быть представлен эквивалентным уравнением электрическим генератором. А как известно, свойства любого электрического генератора определяются характером изменения ЭДС во времени и внутренним сопротивлением.

Электрокардиосигнал является частью ЭДС сердца, измеряемой на поверхности тела при помощи электродов, расположенных определенным образом. Закон изменения ЭКС во времени может считаться квазипериодическим с периодом кардиокомплексов 0,1—3 с. Минимальное значение соответствует фибрилляции желудочков, а максимальное — блокадам сердца. Форма эквивалентного кардиокомплекса близка к треугольной с амплитудой, лежащей в диапазоне 0—5 мВ. Полоса принимаемых кардиокомплексом частот охватывает диапазон от 0,05 до 800 Гц.

Междуэлектродное сопротивление, включающее сопротивления переходов кожа—электрод, соответствует внутреннему сопротивлению источника возбуждения УсЭКС и изменяется в значительных пределах. Для технических расчетов обычно принимают диапазон 5—100 кОм.

Помимо перечисленных параметров при проектировании ЭКС необходимо учитывать ряд существенных особенностей источника возбуждения.

1. 1.     Нестабильность внутреннего сопротивления за счет изменений сопротивлений переходов кожа—электрод. При этом нужно считаться с большими значениями междуэлектродных сопротивления и их разбалансом в системе отведений ЭКС.
2. 2.     Образование на переходах кожа—электрод напряжений поляризации, создающих на входных контактах УсЭКС напряжение смещения, достигающее ±300 мВ. Такое напряжение может вызвать насыщение усилителя.
3. 3.     Медленный дрейф напряжения поляризации и резкие его изменения при смещении электродов из-за движений больного. Скачки напряжения поляризации создают трудно устранимые помехи.
4. 4.     Наличие напряжений помех, попадающих на входные зажимы УсЭКС синфазно и противофазно. Помехи могут быть биологического и физического происхождения. К биологическим помехам относятся биопотенциалы других органов и мышц, а к физическим — наведенные на объект напряжения от неэкранированных участков сетевой проводки, сетевых шнуров других приборов и проводящих поверхностей (вторичное напряжение наводки). Особенно большой уровень имеют синфазные сигналы помех напряжения сети, попадающие на объект через емкостную связь.

Наличие импульсных помех при воздействии на объект терапевтических аппаратов: кардиостимулятора и дефибриллятора. Попадая на вход УсЭКС, артефакты импульсов кардиостимулятора искажают ЭКС и вызывают в ряде случаев ложно обнаружение кардиокомплекса, а импульсы дефибриллятора могут повредить входные цепи УсЭКС.

ТРЕБОВАНИЯ К ПАРАМЕТРАМ

Достоверность передачи ЭКС во многом определяется параметрами УсЭКС — первого звена в цепи обработки сигнала. Принимая во внимание характеристики источника возбуждения, особенности подключения УсЭКС к объекту и условия сопряжения усилителя с устройством обработки сигнала, рассмотрим требования к основным параметрам УсЭКС и их влияние на искажения ЭКС.

Входное напряжение Uвх должно лежать в диапазоне не менее чем 0,03—5 мВ. Нижнее значение Uвх определяет пороговую чувствительность усилителя, ниже которой регистрация ЭКС затруднена.

На пороговую чувствительность влияет уровень внутренних шумов, приведенных ко входу усилителя. Обычные достижимые значения Uш≤10—30 мкВ.

Оптимальный выбор полосы пропускания (Δf) имеет важное значение. Наиболее информативная часть ЭКС занимает полосу частот Δf=0,05—120 Гц, но в практической ЭКС-диагностике используют усилители с Δf=0,05—60 Гц. Чрезмерное сужение частотного диапазона со стороны нижних частот fн приводит к искажению сегмента ST и зубца T, но уменьшает смещение изолинии, а со стороны высоких fв — к сглаживанию зазубрин на QRS — комплексе и уменьшению крутизны его склонов. С другой стороны, увеличение fв приводит к увеличению помех от биопотенциалов мышц. Если при fв=100 Гц погрешность передачи QRS-комплекса составляет около 3%, то при fв=30 Гц погрешность возрастает до 15% и могут сглаживаться различия между нормальным и патологическим комплексами.

В кардиомониторах (КМ) в зависимости от назначения тракта усиления ЭКС нормируются три значения Δf:

*         Δf — для линейного выхода УсЭКС, предназначенного для подключения регистратора ЭКС;
*         Δfэ — для изображения ЭКГ на экране КМ;
*         Δfм — для мониторирования при большом уровне помех.

Типичные значения параметров АЧХ: Δf=0,05—120 Гц при δf=±30% (Δfэ<Δf обычно из-за технических ограничений); Δfм=0,5—25 Гц при δf=±30%; Кf≤6 дБ/октаву.

Помехоустойчивость КМ по отношению к синфазным сигналам определяется коэффициентом ослабления синфазных сигналов КОСС=КД/КС, где КД и КС — коэффициенты усиления дифференциального и синфазного сигналов.

Таким образом, КОСС показывает способность усилителя различать малый дифференциальный (разностный, противофазный) сигнал на фоне большого синфазного. Легко достижимое значение КОСС лежит в диапазоне 70—80 дБ. Дальнейшее увеличение КОСС до 90—120 дБ требует специальных методов и усложняет конструкцию УсЭКС.

Полное входное сопротивление Zвх должно быть не менее 2,5—10 МОм. При таких значениях Zвх можно пренебречь потерями в передаче напряжения ЭКС и допустить разбаланс сопротивлений кожа—электрод до 5—10 кОм. Напряжение смещения на входных зажимах УсЭКС не должно уменьшать значения Zвх и КОСС. Чтобы не увеличивать напряжение смещения, необходимо ограничить постоянный ток в цепи пациента, определяемый по входному току покоя, значением 0,1 мкА.

***ПРЕОБРАЗОВАТЕЛИ ЭКС ДЛЯ ЦИФРОВЫХ УСТРОЙСТВ.***

Одна из возможных структур оцифровки и передачи ЭКС приведена на рис.1.

 Усилитель

 R fкв

 L Регулятор АЦП

 N

 УУиП ТС

 ЦАП

Рис. 1.

Аналогово-цифровой преобразователь (АЦП) переводит полученный и усиленный ЭКС в дискретную форму для ввода в устройство управления и передачи (УУиП). Дискретизированный сигнал после обработки его УУиП, на выходе которого может стоять обычная модемная схема, передается через телефонную сеть (ТС) на специальное устройство приема сигнала, либо на ЭВМ врача-диагноста.

Также обработанный УУиП сигнал подается на цифро-аналоговый преобразователь (ЦАП) для автоматического управления параметрами сигнала (амплитуды, смещения изолинии, центровки в динамическом диапазоне АЦП и т.д.).

Задача преобразования данных характеризуется рядом требований, выдвигаемых условиями применения схем АЦП и ЦАП:

*         выбором вида двоичной системы кодирования;
*         выбором частоты квантования (fкв) аналогового сигнала;
*         определением необходимого числа уровней квантования;
*         допустимыми ошибками преобразования;
*         выбором соответствующего вида АЦП и ЦАП;
*         фильтрацией сигнала на входе АЦП и выходе ЦАП;
*         оптимизацией схемных решений.

Специфическая форма ЭКС требует большого числа уровней квантования. Наиболее часто используется 256, 512 или 1024 уровня, соответствующие в обычном двоичном коде 8, 9 или 10 разрядам. Частота квантования определяет равноотстоящие отрезки времени, в которых непрерывный сигнал представляется в виде некоторых значений, зафиксированных в эти моменты времени

АНАЛОГО-ЦИФРОВЫЕ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛИ.

Устройство управления и передачи может взаимодействовать с аналоговым сигналом через АЦП, задача которого состоит в преобразовании входного напряжения в пропорциональное ему число. Методы аналого-цифрового преобразования более разнообразны, чем цифро-аналогового. Объясняется это тем, что АЦП можно осуществить, используя целый ряд систем (параллельный, с двухтактным интегрированием, последовательного приближения и т.д.).

Рассмотрим принцип действия только преобразователя последовательного приближения, наиболее часто используемый в медицинских приборах, что объясняется простотой устройства, а также высокой скоростью и постоянным временем преобразования, не зависящим от амплитуды аналогового сигнала.

Аналоговый входной сигнал, аппроксимируется двоичным кодом с последующей проверкой каждого бита в этом коде до тех пор, пока не будет достигнуто наилучшее приближение. Значение аналогового сигнала в двоичном коде сохраняется в регистре последовательного приближения (РгПП). Поразрядно РгПП соединен с входным буферным устройством, обеспечивающим цифровой выход АЦП с необходимым уровнем выходного сигнала. Вся работа АЦП тактируется тактовым генератором. После N тактов сравнения Iвх и IЦАП на входе ЦАП получается N-разрядный двоичный код, который является эквивалентом аналогового сигнала. Преобразование происходит за N тактов, поэтому скорость формирования N-разрядного слова всегда одинакова. Установка РгПП в исходное состояние и запуск его в режим преобразования производится по внешнему логическому сигналу. По окончании преобразования АЦП вырабатывает сигнал “Готовность данных”.

***ЦИФРОВАЯ ФИЛЬТРАЦИЯ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА***

Предварительная цифровая фильтрация ЭКС предшествует алгоритмам, осуществляющим анализ сигнала и служит для выполнения преобразований сигнала, улучшающих условия работы и повышающих эффективность этих алгоритмов. В наиболее общем виде можно выделить три этапа фильтрации, решающие отдельные задачи предобработки ЭКС: фильтрация нижних частот, верхних частот и сетевой наводки.

Предполагается, что на вход алгоритма поступает смесь полезного сигнала с аддитивной помехой. Основная доля мощности ЭКС, снимаемого с использованием стандартной ЭКГ-аппаратуры, сосредоточена в полосе частот, не превышающих 50 Гц. О спектре помех, вообще говоря, нельзя высказать никаких определенных предположений, за исключением того, что он ограничен характеристиками аналогового тракта съема и усиления ЭКС, имеющего обычно полосу пропускания от 0,1 до 100 Гц.

В первую очередь наиболее целесообразно устранить сетевую наводку, сравнительно легко поддающуюся ослаблению с помощью режекторного фильтра. Далее с использованием ФНЧ осуществляется подавление высокочастотных помех. Эту процедуру можно также интерпретировать как ограничение спектра сигнала сверху, что в принципе дает возможность на последующих этапах обработки снизить частоту отсчетов по отношению к исходной за счет прореживания отсчетов. На последнем этапе предобработки с помощью ФВЧ выполняется высокочастотная фильтрация, которая позволяет практически полностью избавиться от постоянной составляющей и смещения изолинии от движения пациента и в значительной степени снизить амплитуду T-зубцов.

Сигнал, получаемый на выходе этой цепочки фильтров, представляет собой смесь полезного сигнала, в котором сохранены основные частотные составляющие, свойственные QRS-комплексам, и той части помех, спектр которой лежит в полосе пропускания результирующей частотной характеристики используемых фильтров. Дальнейшее устранение помех методами цифровой фильтрации не представляется возможным, так как это привело бы к подавлению самого сигнала. приняв за основу приведенную последовательность процедур цифровой фильтрации ЭКС, рассмотрим цифровые методы, которые могут, быть использованы для реализации каждого из этапов предварительной фильтрации.

ФИЛЬТРЫ ПОДАВЛЕНИЯ СЕТЕВОЙ НАВОДКИ.

Можно выделить три основных типа фильтров, которые находят применение для подавления сетевой наводки:

1.            режекторные неадаптивные фильтры;
2.            фильтры нижних частот или полосовые фильтры, частотные характеристики которых имеют нуль на частоте сетевой помехи;
3.            адаптивные режекторные цифровые фильтры.

Фильтры первого из перечисленных типов, частотные характеристики которых имеют провал на частоте сетевой наводки, применяются для оперативной обработки ЭКС сравнительно редко, так как являются достаточно сложными для реализации.

Применение фильтров второго из названных типов обычно преследует цель решить одновременно две или более различные задачи фильтрации (устранение постоянной составляющей, подавление сетевой и высокочастотной помех). Такая идея представляется весьма заманчивой, но при этом повышение эффективности решения какой либо одной из указанных задач достигается обычно в ущерб остальным. Например, достаточно простые для использования в режиме реального времени ФНЧ с нулем частотной характеристики на частоте сетевой помехи имеют, как правило, относительно низкое значение частоты среза 20—25 Гц. Это может приводить к заметному подавлению высокочастотных составляющих полезного сигнала, что не всегда допустимо.

Адаптивные режекторные фильтры сетевой наводки отличаются тем, что в процессе работы способны подстраиваться под амплитуду и фазу наводки и осуществлять благодаря этому ее полную компенсацию. Такие фильтры, в отличие от первых двух указанных типов цифровых фильтров, мало влияют на сам полезный сигнал, в частности на его составляющие, спектр которых лежит вблизи частоты сетевой наводки. Кроме того, адаптивные цифровые фильтры способны сочетать относительную простоту реализации с высокой добротностью. Их основным является то, что устойчивая фильтрация возможна лишь в случаях, когда амплитуда и фаза наводки не претерпевают резких изменений. Однако в реальных условиях оперативного анализа ЭКС параметры наводки меняются, как правило, сравнительно медленно. Поэтому адаптивная фильтрация оказывается наиболее предпочтительной.

***СЖАТИЕ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА***

Представление ЭКС регулярной выборкой отсчетов, получаемой в результате его дискретизации, часто оказывается избыточным. Сократить избыточность позволяют методы сжатия данных, суть которых заключается в уменьшении объема исходной информации путем отбора меньшего числа существенных координат. Эти координаты могут быть получены либо в результате некоторого преобразования дискретного сигнала, либо выбраны непосредственно из исходной выборки отсчетов. Чаще всего сжатие данных связано с некоторой потерей информации, из-за чего исходный сигнал не может быть точно восстановлен.

Возможность получения эффективного сжатия ЭКС связана с тем, что высокочастотные компоненты сигнала присутствуют на достаточно коротких отрезках сердечного цикла. Частота дискретизации рассчитывается на допустимые ошибки дискретного представления именно этих фрагментов ЭКС, поэтому описание регулярной выборкой отсчетов низкочастотных участков сигнала оказывается избыточным. Для устранения этой избыточности предложены различные методы сжатия, связанные с решением многих задач хранения, передачи и обработки ЭКС.

В системах цифровой передачи данных сокращение объема передаваемых данных снижает требования к пропускной способности канала связи, что особенно актуально для телефонных линий связи.

Для оценки эффективности сжатого представления сигнала обычно применяют два показателя: коэффициент сжатия, определяемый отношением числа исходных отсчетов сигнала к числу полученных координат, и ошибка восстановления сигнала. В качестве последней чаще всего используется абсолютная или средняя квадратическая ошибка.

Подход к выбору метода сжатия и оценка его эффективности должен определяться конкретной целью его применения. В задачах хранения и передачи данных обычно задается допустимый уровень искажения восстановленного сигнала, а выбор конкретного метода осуществляется исходя из условий получения наилучшего значения коэффициента сжатия при известной или допустимой сложности реализации алгоритма кодирования-декодирования сигнала.

Среди существующих методов сжатия данных можно выделить группу методов, основанных на разложении сигнала по ортогональным функциям. Применение для целей сжатия разложения Карунена—Лоэва, ряда Фурье, преобразования Хаара позволяет достигать высоких коэффициентов сжатия, однако требует большого объема вычислений. Кроме того, возникает проблема предварительного выделения сердечного цикла, что затрудняет реализацию этих методов в системах реального времени. Такое сжатие используется для хранения ЭКГ в автоматизированных архивах и передачи ЭКГ на расстояние, когда нет жестких требований к сложности алгоритмов обработки и скорости вычислений.

Широкое применение получили методы сжатия, основанные на амплитудно-временных преобразованиях сигнала. К наиболее простым относится метод разностного кодирования, который обеспечивает сокращение избыточности регулярной выборки отсчетов за счет уменьшения объема каждой координаты. Важно отметить, что этот метод обеспечивает абсолютно точное восстановление дискретизованного сигнала.

Достаточно распространены методы сжатия сигнала, использующие аппроксимацию сигнала на отдельных временных отрезках различными функциями. В качестве аппроксимирующих функций могут быть взяты алгебраические полиномы разных степеней или специальные функции, но большинство алгоритмов предполагает использование низкостепенных приближающих функций (ступенчатая или линейная аппроксимация). Это объясняется в основном их относительной простотой и высоким быстродействием, что имеет решающее значение для задач передачи и обработки ЭКС в реальном масштабе времени.

Среди методов описания сигнала специальными функциями известен метод кодирования ЭКС нерегулярными отсчетами. Задача аппроксимации рассматривается здесь как определение оптимального набора восстанавливающих фильтров с выбором из них линейно-независимых, которые определяют номера существенных отсчетов сигнала. Благодаря такому способу кодирования удается достичь коэффициентов сжатия порядка 15—20 в зависимости от сложности исходных кривых ЭКГ. Успешно применяют для сжатия ЭКС аппроксимацию сигнала кубическими сплайнами. Разработанный способ построения сглаживающего кубического сплайна с адаптивным подбором шага на сетке узлов обеспечивает сокращение объема данных в 3—14 раз. Указанные методы сжатия сигнала с применением специальных функций представляются перспективными для обработки ЭКС в текущем режиме, однако в настоящее время считаются сложными для реализации из-за большого объема вычислений.

**СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ:**

1. 1.       **Дощицин В. Л.** Практическая электрокардиография. — 2-е изд., перераб. и доп. — М.: Медицина, 1987. — 336 с.
2. 2.       **Дехтярь Г. Я.** Электрокардиографическая диагностика. —2-е изд., перераб. и доп. — М.: Медицина, 1972. — 416 с.
3. 3.       **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.—248с.:ил.

Этот прибор применяется тогда, когда состояние больного не требует его госпитализации, но необходимо систематически осуществлять контроль за сердечной деятельностью. Примером могут быть пациенты со вживленным кардиостимулятором или перенесшие инфаркт. В таких случаях больной получает небольшой аппарат, который представляет собой по сути дела модулятор звуковой частоты.

В определенное время или при плохом самочувствии больной по телефону звонит лечащему врачу, а затем, когда связь установлена, микрофон телефонной трубки подключается к аппарату. Вход аппарата подключается к электродам, размещенным на грудной клетке. Отведенный сигнал ЭКГ после усиления модулирует сигнал частотой около 2-х кГц, и этот модулированный сигнал попадает в телефонную линию. Приемник, установленный у лечащего врача, принимает этот модулированный сигнал. Затем усиленный и демодулированный сигнал подается на обычный электрокардиограф. Таким образом, лечащий врач может контролировать ЭКГ больного, частоту биения сердца. На основе полученных данных он может давать советы пациенту: как себя вести, какие лекарства принимать, в случае необходимости распорядиться о срочной госпитализации. Этот относительно простой прибор упрощает и делает более надежной помощь больному на дому. Такой метод обслуживания особенно целесообразен при длительном периоде выздоравливания.

Передачу ЭКГ по телефону может осуществить и участковый врач, сестра, навещающая больного на дому, или врач "Скорой помощи", если он хочет проконсультироваться с врачом-кардиологом относительно состояния сердца больного.