БЕЛОРУССКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ ИНФФОРМАТИКИ И РАДИОЭЛЕКТРОНИКИ

Кафедра ЭТТ

РЕФЕРАТ

На тему:

**«Бифокальный ЭКС (с предсердно-желудочковой последовательностью импульсов)»**

МИНСК, 2008

Прибор этого типа содержит два устройства типа - запрещающего ЭКС, управляемых импульсами электрической активности желудочков. Одно устройство стимулирует предсердия, другое - желудочки. Интервал запирания предсердного устройства короче интервала запирания желудочкового на физиологическую атриовентрикулярную задержку. Если спонтанный интервал KR длиннее, чем каждый из интервалов запирания, то сначала стимулируются предсердия, а по истечении определенного времени задержки - желудочки. Если спонтанный интервал RR имеет промежуточную длину между двумя интервалами запирания прибора, то стимулируются лишь предсердия. Если спонтанный интервал RR короче, чем интервал запирания предсердного устройства, то ни одно из устройств не вырабатывает стимулирующих импульсов. Если «атриовентрикулярный интервал» прибора больше, чем действительная задержка атриовентрикулярного проведения у пациента, то не генерируется импульс стимуляции желудочков.

**Орторитмический ЭКС**

ЭКС берет на себя управление желудочковыми сокращениями, навязывает желудочкам свою частоту, а затем начинает постепенно снижать эту частоту, приближая ее к нормальной. Если эта последовательность действий завершается успешно, то ЭКС может перейти на R-запрещающий режим. Если же в процессе снижения частоты возникает собственное сокращение желудочков, предшествующее стимулированному, то ЭКС снова повышает частоту генерируемых импульсов, пока к нему опять не перейдет управление ритмом, и попытка снизить частоту повторяется. Управляемая таким способом стимуляция желудочков может подавить импульсы возбуждения, исходящие из эктопического очага в мышечной массе желудочков, и тем самым устранить желудочковую тахикардию. Серьезной проблемой, с которой встречаются пациенты с имплантированным электрокардиостимулятором, является влияние на работу стимулятора различного рода источников помех.

Нормальное функционирование стимуляторов может быть нарушено из-за помех, создаваемых рядом расположенными бытовыми приборами с коллекторными электродвигателями (электрическая бритва, кофемолка и др.), терморегуляторами (электрические одеяла, грелки и др.), устройствами с истопником высокого напряжения (системы зажигания автомобилей, генераторы развертки телевизоров и др.). Помехи могут создавать также высокочастотные генераторы, в частности физиотерапевтические аппараты, радарные установки. Чувствительность электрокардиостимулятора к внешним помехам в значительной степени зависит от его конструкции и схемы. Биоуправляемые стимуляторы отличаются значительно большей чувствительностью к внешним помехам, чем асинхронные. Это объясняется наличием у них усилителя, рассчитанного на сигналы порядка нескольких милливольт. Действие помехи на асинхронный стимулятор может привести к некоторому увеличению частоты следования импульсов. В случае же R-запрещающего стимулятора сигнал помехи может быть воспринят как собственная электрическая активность сердца, в результате чего прекратится подача импульсов, и пациент окажется без какой-либо внешней стимуляции.

В современных электрокардиостимуляторах принимаются различные меры по повышению их помехоустойчивости. Большое значение имеет экранировка электрической части стимулятора с помощью металлического корпуса. Широко используются фильтры, защищающие стимулятор от высокочастотных полей, применяются устройства, переводящие биоуправляемые стимуляторы при наличии интенсивной помехи на фиксированный ритм, и другие средства защиты.

Учитывая большие уровни полей, создаваемые высокочастотными физиотерапевтическими и хирургическими аппаратами, пациенты с электрокардиостимуляторами не должны находиться в физиотерапевтических кабинетах, а также не должны подвергаться электрохирургическим воздействиям.

**Техническое исполнение имплантируемых ЭКС**

Прибор, имплантированный в тело человека, работает в агрессивной среде (жидкости тела), имеет ограниченные энергетические ресурсы и должен обладать очень высокой надежностью с учетом того, что ремонт его невозможен. Таким образом, при конструировании электронных цепей имеется много ограничивающих требований наряду с требованием правильного функционирования прибора.

Главным требованием является минимальное количество потребляемой энергии. Ограниченность размеров ЭКС и требование высокой надежности также обусловливают необходимость минимизации числа составных частей прибора, поскольку он состоит из дискретных элементов. Однако при использовании гибридных или монокристаллических интегральных схем сложность электронных цепей не оказывает решающего влияния на размеры ЭКС. Электрокардиостимулятор состоит из нескольких функциональных блоков. Наиболее простой по конструкции асинхронный прибор состоит из генератора импульсов и выходной цепи. Управляемый ЭКС кроме генератора импульсов и выходной цепи содержит еще усилитель биопотенциалов и цепи управления. Обычная схема выходной цепи ЭКС показана на рис. 3.26. После отпирания транзистора VT заряженный конденсатор С разряжается через полное сопротивление ткани Z. В промежутке между импульсами конденсатор заряжается от источника E через сопротивление R. Полное сопротивление ткани Z содержит как активную, так и емкостную составляющую и имеет нелинейный характер. У электродов с площадью около 30 мм2 активная составляющая обычно находится в. пределах от 300 до 500 Ом, а у малоразмерных электродов (с площадью около 10 мм2) - в пределах от 500 до 600 Ом при использовании импульсов с амплитудой 6,5 В. При меньших амплитудах активная составляющая у малоразмерных электродов достигает 900 Ом при пороговых амплитудах около 1 В. Тканевое полное сопротивление можно приблизительно представить в виде различных RС-цепочек. Типичная эквивалентная схема, в которой нелинейные элементы заменены постоянными резисторами и конденсаторами показано на рис. 1. Переключающий транзистор может также работать в качестве элемента, ограничивающего выходной ток, если выбрать ток базы.

*Рисунок 1 – Выходной каскад на основе разряда емкости*

*Рисунок 2 – Выходной каскад на основе заряда емкости*

*Рисунок 3 – Эквивалентная схема нагрузки ЭКС (R = 600 Ом; С = 25 мкФ)*

Таким образом, чтобы при заданном выходном токе транзистор был вблизи состояния насыщения. При низком сопротивлении нагрузки выход ЭКС обладает свойствами источника постоянного тока. К выводам подсоединен стабилитрон VD (диод Зенера), который предохраняет ЭКС от повреждения при разряде дефибриллятора (см. рис. 2). Это ограничивает напряжение на выводах прибора в тех случаях, когда приходится подвергать дефибрилляции пациента с имплантированным ЭКС.

Схему можно модифицировать таким образом, чтобы в период генерации импульса конденсатор заряжался от источника, а в промежуточном интервале постепенно разряжался (рис. 3). При этом источник будет иметь импульсную нагрузку и будет сказываться слияние его внутреннего сопротивления, однако при повреждении выходного конденсатора (увеличении тока утечки) будет сохраняться функция стимуляции и возрастать лишь постоянная составляющая выходного сигнала.

*Рисунок 4 – Выходной каскад с удвоением напряжения с одним конденсатором*

В тех случаях, когда необходимо обеспечить более высокое выходное напряжение импульса, чем напряжение батареи, можно применить удвоитель напряжения. Примеры подходящих для этого схем показаны на рис. 4 и 5. В схеме на рис. 4 два одинаковых конденсатора С,1 и С2 заряжаются параллельно напряжением батареи в промежутках между импульсами. При отпирании обоих транзисторов конденсаторы соединяются в последовательную цепь. Схема удвоителя напряжения, изображенная на рис. 4, содержит лишь один конденсатор.

*Рисунок 5 – Выходной каскад с удвоением напряжения с двумя конденсаторами*

Генератор импульсов. Генератор импульсов должен вырабатывать импульсы с большой скважностью и низкой частотой повторения. Пример схемы генератора импульсов приведен на рис. 6.

Цепи запирания. Частота повторения генератора импульсов определяется продолжительностью периодов заряда или разряда конденсатора. Изменение напряжения на конденсаторе при заряде через резистор имеет экспоненциальный характер, а при заряде током постоянной величины — линейный. Один из возможных принципов запирания иллюстрируется на рис. 7.

*Рисунок 6 – Схема генератора импульсов*

*Рисунок 7 – Иллюстрация принципа работы цепи запирания:1 — напряжение на конденсаторе; 2 — выходные импульсы; 3 — уровень срабатывания*

 Напряжение на конденсаторе возрастает, пока не достигнет уровня срабатывания, и цепь генерирует импульс. Однако при появлении каждого комплекса QRS напряжение на конденсаторе возвращается на исходный уровень, и начинается следующий интервал ожидания (запирания). Если на протяжении всего интервала ожидания не произойдет еще одно запирание, то в конце этого интервала генерируется импульс. Пример возможной схемы реализации этого принципа приведен на рис. 8. Конденсатор С заряжается через резистор R2. При достижении определенного напряжения (задаваемого делителем R2, R3) генерируется импульс Если отопрется транзистор VT, то разряд конденсатора С происходит раньше, и снова начинается заряд, причем импульс не генерируется.

*Рисунок 8 – Пример схемы генератора стимулирующих импульсов и цепи запирания; один конденсатор С определяет длительность импульса и частоту повторения*

Имплантируемый асинхронный электрокардиостимулятор. Стимулятор предназначен для лечения стойкой атриовентрикулярной блокады сердца. Пригоден для работы как с эндокардиальными, так и с миокардиальными электродами. Основные технические данные: амплитуда прямоугольного импульса 4,5±0,5 В (при сопротивлении нагрузки 510 Ом); длительность импульса 1,2±0,2 мс при длительностях фронта не более 0,1 мс и среза - не более 0,2 мс; относительная неравномерность вершины импульса не более 40%; частота повторения импульсов 60-75 имп/мин; габаритные размеры стимулятора 50х51х21 мм; масса не более 155 г.

**Чреспищеводный кардиостимулятор для неотложной терапии**

Чреспищеводная стимуляция сердца (ЧПЭС) заняла прочное место среди неинвазивных методов диагностики сложных заболеваний сердца. Достоинства – простота и быстрота введения стимулирующего электрода в пищевод, неинвазивность процедуры, отсутствие необходимости в хирургической стерильности и в рентгеноскопическом контроле, отсутствие осложнений, относительно низкая стоимость процедуры и аппарата. Все это позволяет эффективно использовать в условиях скорой помощи и экстремальной медицины, в операционных, отделениях реанимации и интенсивной терапии при экстренной кардиостимуляции в случаях возникновения.

Чтобы в полной степени реализовать технологические достоинства ЧПЭС в указанных условиях кардиостимулятор (КС) должен иметь малые габариты и массу, автономное питание, быть экономичным и простым в управлении.

*Рисунок 9 – Структурная схема чреспищеводного кардиостимулятора*

Высокая экономичность достигается за счет применения оригинальной схемы импульсного накопителя, который в течение короткого промежутка времени в паузе между стимуляцией импульсами преобразует постоянное напряжение источника питания в регулируемое выходное напряжение. Из накопителя выходное напряжение поступает на формирователь ЭЗО, на выходе которого формируется импульсы для стимуляции сердца. Одновременно в формирователе ЭНДО импульсы напряжения масштабно преобразуются в импульсы тока меньшей амплитуды и длительности для эндокардиальной стимуляции сердца. Частота следования и длительность импульсов задаются генератором импульсов мостового типа (регулировки – на панели).

Наличие импульсов на обоих выходах контролируется блоком светодиодной индикации. Формирователь ЭЗО содержит схему защиты от КЗ чреспищеводного электрода, поэтому блок индикации позволяет также фиксировать КЗ или обрыв чреспищеводных электродов.

При падении напряжения источника питания ниже допустимого уровня блок контроля питания формирует звуковой сигнал в такт стимулирующим импульсам, причем после появления звукового сигнала стимулятор сохраняет свои метрологические характеристики в течении резервного времени, необходимого для завершения стимуляции и замены источника питания.

Наиболее важный блок – импульсный накопитель. Преобразование постоянного напряжения Еп в регулируемое напряжение Uр осуществляется в 2 этапа: передача энергии в нагрузку в течении длительности стимулирующего импульса Ти и накопление на конденсаторе С энергии в течении времени восстановления Твос после окончания Ти.

На первом этапе генератор импульсов замыкает ключ К2, диод Д2 закрывается.

На втором этапе схема управления коммутирует ключ К1 с частотой 10-12 кГц. При замкнутом состоянии ключа К1 энергия, отбираемая от Еп, накапливается в магнитопроводе дросселя, а после размыкания К1 передается в конденсатор через открытый диод Д1 и Д2. Дроссель работает в режиме прерывистого магнитного поля. При этом напряжение Uс на конденсаторе растет до тех пор, пока не достигнет значения, задаваемого блоком регулировки амплитуды. Далее схема управления прекращает коммутацию ключа К1, оставляя его в разомкнутом состоянии.

Таким образом потребление тока происходит лишь в течении ограниченного промежутка времени Твос, необходимого для восстановления энергии в конденсаторе С, а экономичность стимулятора тем выше, чем больше пауза между стимулирующими импульсами.

*Рисунок 10 – Схема чреспищеводного стимулятора*

**ЛИТЕРАТУРА**

1. Системы комплексной электромагнитотерапии: Учебное пособие для вузов/ Под ред А.М. Беркутова, В.И.Жулева, Г.А. Кураева, Е.М. Прошина. – М.: Лаборатория Базовых знаний, 2000г. – 376с.
2. Электронная аппаратура для стимуляции органов и тканей /Под ред Р.И.Утямышева и М.Враны - М.: Энергоатомиздат, 2003.384с..
3. Ливенсон А.Р. Электромедицинская аппаратура. :[Учебн. пособие] - Мн.: Медицина, 2001. - 344с.
4. Катона З. Электроника в медицине: Пер. с венг. / Под ред. Н.К.Розмахина - Мн.: Медицина 2002. - 140с.