

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РОССИЙСКОЙ
ФЕДЕРАЦИИ

**Федеральное государственное автономное образовательное
учреждение высшего образования
«САМАРСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
УНИВЕРСИТЕТ имени академика С.П. КОРОЛЕВА»**

ИМПЛАНТИРУЕМЫЕ БИОСТИМУЛЯТОРЫ

Методические указания к лабораторной работе

САМАРА 2016

УДК 57.087

Составитель: А.А. Федотов

Импламентируемые биостимуляторы: Метод. указания / Самар. нац. исследов. ун-т.; сост. А.А. Федотов; Самара, 2016. 12 с.

В методических указаниях рассмотрены особенности построения современных имплантируемых биостимуляторов. Особое внимание уделено имплантируемым электрокардиостимуляторам: рассмотрены основные виды современных электрокардиостимуляторов, описано их структурное построение. Дано описание методики исследования, приведен порядок выполнения работы и требования к отчету.

Методические указания предназначены для бакалавров, обучающихся по направлению 12.03.04 «Биотехнические системы и технологии» и выполняющих лабораторные работы по дисциплине «Биотехнические системы медицинского назначения». Подготовлены на кафедре лазерных и биотехнических систем.

Ил. 7. Библиогр. 3 назв.

Рецензент: И.А. Кудрявцев

Цель работы: изучения принципов построения и функционирования современных кардиомониторов пациента; анализ структурной схемы анестезиологического кардиомонитора пациента на примере КОРОС-300.

1. ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ РАБОТЫ

Основу работы биостимуляторов составляет коррекция состояния организма, которая заключается в направленном изменении состояния биообъекта к границам динамической нормы и осуществляется с помощью внешних управляющих воздействий химической, физической и даже психологической природы.

Среди методов и средств для биостимуляции физическими полями широкое распространение получила электростимуляция, представляющая собой воздействие на различные органы и ткани с помощью электрических сигналов, адекватных естественной биоэлектрической активности соответствующих нервных структур.

По отношению к биообъекту электростимуляторы делятся на стимуляторы внешнего воздействия и имплантируемые биостимуляторы. В первом случае электростимуляцию осуществляют электродами, располагающимися на поверхности кожи – чрескожное воздействие; во втором случае используются имплантируемые электроды, которые вводятся в биообъект, непосредственно контактируя со стимулируемыми структурами.

Наиболее широкое распространение в медицинской практике получили имплантируемые электрокардиостимуляторы, которые работа/т в организме более чем миллиона человек по всему миру.

1.1. Электрокардиостимуляторы

Электрокардиостимуляция (ЭКС) применяется для устранения последствий, возникающих из-за нарушения генерации и проведения физиологического возбуждения в сердце. Конструктивно имплантируемый ЭКС состоит из двух частей: собственно стимулятора, представляющего собой герметичный корпус с источником питания и деталя-

ми электрической схемы, и электродов. При ЭКС один из стимулирующих электродов находится в непосредственном контакте с сердцем, а генератор стимулов располагается вне организма, либо имплантируется внутрь. Многообразие сердечных патологий определяет достаточно большое число методов и разновидностей ЭКС.

Объем корпуса стимулятора не превышает 50-60 см³ при толщине не более 10 мм, масса стимулятора составляет 100-150 г. Для стимуляции желудочков сердца применяются прямоугольные импульсы напряжением 3 – 5 В; длительность импульса составляет около 1 мс, при частоте повторения в асинхронном режиме порядка 70 уд/мин.

Виды электрокардиостимуляторов

Одной из первых начала применяться асинхронная ЭКС, навязывающая сердцу постоянный, заданный ритм сокращений. Эти системы применяются при стойкой доказанной АВ блокаде. К преимуществам таких ЭКС можно отнести простоту, малое потребление энергии и нечувствительность к внутренним и внешним помехам (т.к. нет управляющей части). Их основной недостаток связан с невозможностью восстановления нормального ритма при стимуляции проводимости нервных путей от предсердия к желудочку. В этом случае возникает два конкурирующих ритма – собственный и внешний, в некоторых случаях может возникнуть фибрилляция желудочков.

Указанного недостатка лишены биоуправляемые ЭКС, управление которых осуществляется либо от Р-волны, либо от R-зубца ЭКГ сигнала, то есть от потенциалов сокращения предсердия либо желудочка.

Среди Р-управляемых наиболее распространены Р-синхронизированные. Генератор импульсов этих ЭКС синхронизирован с Р-волной, которая воспринимается специальным предсердным электродом, после усиления управляющий сигнал запускает генератор импульсов. Импульс на выходе стимулятора появляется с задержкой в 120 мс, что соответствует времени распространения волны возбуждения по нервной системе сердца. В случае, если частота сокращений

предсердий становится менее 70 или более 140 уд/мин, то стимулятор переходит на фиксированный ритм.

Наибольшее распространение получили ЭКС, управляемые R-зубцом, так называемые R-запрещающие ЭКС, которые часто называют ЭКС по требованию. Такой стимулятор генерирует импульс только если ЧСС становится ниже определенного уровня (как правило 70 уд/мин), при нормальной естественной активности генератор импульсов заперт.

R-синхронизированные ЭКС создают импульсы синхронные с R-зубцом ЭКГ сигнала. При нормальной ЧСС стимулирующий импульс попадает в абсолютную рефрактерную фазу сокращения мышцы желудочка и поэтому не оказывает какого-либо влияния на ее работу. При снижении ЧСС ниже допустимого предела ЭКС переходит на фиксированный ритм. R-синхронизированные ЭКС выполняют те же функции, но постоянно генерируют импульсы, что приводит к повышению потребляемой энергии. По этой причине данные стимуляторы малоперспективны.

Биоуправляемые ЭКС значительно более сложные, чем асинхронные. Для управления R-зубцом или P-волной необходим усилитель с чувствительностью не менее 3 мВ или 1 мВ, соответственно. Для регистрации R-зубца используется стимулирующий электрод, тогда как для P-волны должен применяться специальный предсердный электрод.

Рассмотрим структурную схему ЭКС, выключающего генератор, если ЧСС превышает некоторый заданный верхний порог (тип VVI).

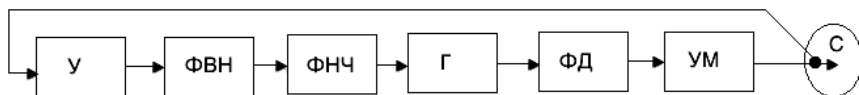


Рисунок 1 – Структурная схема ЭКС типа VVI

В данной схеме генератор (Г), формирователь длительности (ФД) и усилитель мощности работают по принципу схемы асинхронного стимулятора, обеспечивающего стимуляцию сердца (С) в заданном режиме. Усилитель (У), формирователь времени нечувствитель-

ности (ФВН) и фильтр высоких частот (ФВЧ) обеспечивают через управляющий вход генератора асинхронный режим работы стимулятора.

Усилитель усиливает внутриволновой ЭКГ сигнал, образуемый при сокращении желудочка. Асинхронная часть схемы не должна реагировать на выходные сигналы в течении некоторого времени после подачи стимулирующего импульса (300...380 мс), в схему введен формирователь времени нечувствительности, организующий требуемую задержку. Для предотвращения влияния высокочастотных помех (прежде всего 50 Гц от сети) в схему введен ФНЧ.

Таким образом, асинхронная часть схемы выключит генератор только в том случае, если естественная активность сердца превысит некоторое пороговое значение, и уровень высокочастотных помех не нарушит нормальной работы ЭКС.

В схемах реализующих Р-синхронизированный закон стимуляции (тип VАТ), сигнал снимается с предсердия с задержкой около 120 мс, что примерно соответствует РR-интервалу при работе здорового сердца. Технически эта задержка реализуется введением в схему стимулятора устройства задержки:

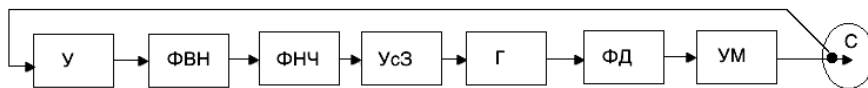


Рисунок 2 – Структурная схема ЭКС типа VАТ

Характерной особенностью схемы является то, что при уменьшении амплитуды сигнала в цепи обратной связи (например, из-за потери чувствительности предсердного электрода при его зарастании мышечной тканью) цепь асинхронного управления перестаёт отключать генератор и схема переходит на асинхронный режим работы.

Рассмотрим структурную схему стимулятора Р-синхронного типа с R-запрещающим управлением (тип VDD).

В этой схеме функции Р-синхронного ЭКС совмещены с функциями ЭКС R-запрещающего типа, что обеспечивается наличием полной цепи Р-синхронной схемы и дополнительной схемой, содержащей

усилитель (У2), ФВН2, ФНЧ2. R-запрещающее воздействие осуществляется через вторые входы устройства задержки и генератора.

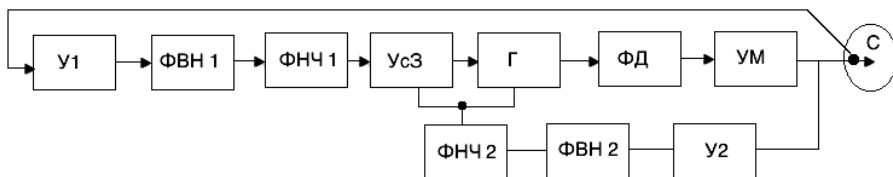


Рисунок 3 – Структурная схема ЭКС типа VDD

В биполярных (бифокальных) ЭКС асинхронного типа (тип DDO) осуществляет асинхронную стимуляцию предсердия и синхронную с задержкой стимуляцию желудочка (ФД – формирователь длительности).

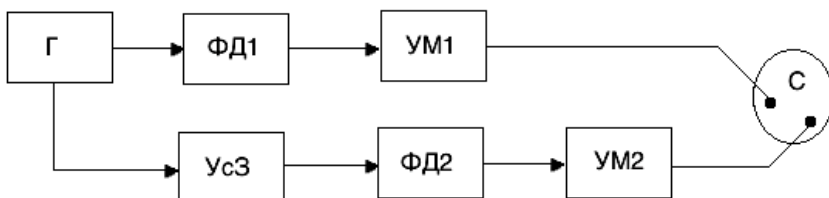


Рисунок 4 – Структурная схема ЭКС типа DDO

В биполярных ЭКС синхронного типа (DVI) вводится цепь биоуправляемой обратной связи, запрещающей работу ЭКС при нормальной устойчивой работе сердца пациента.

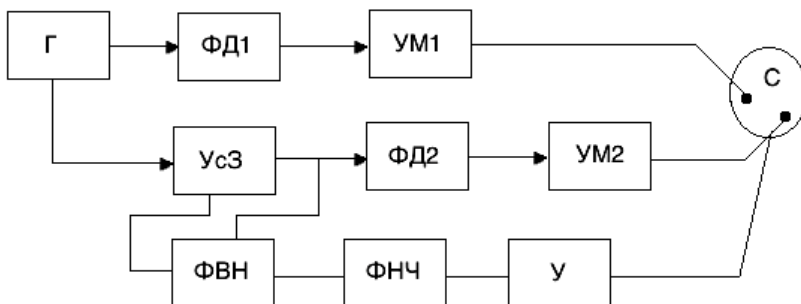


Рисунок 5 – Структурная схема ЭКС типа DVI

В схеме цепь обратной связи подключена к входу “Сброс” устройства задержки. Импульс с генератора формируется по длительности формирователем длительности (ФД1) и через выходной каскад УМ1 попадает на предсердие, вызывая его сокращение. Одновременно сигнал с генератора запускает Ус3. Если через определенный временной интервал (около 120 мс) произошло сокращение сердца, то усилитель фиксирует это сокращение. Сигнал с усилителя через ФНЧ и ФВН подается на вход “Сброс” устройства задержки, препятствуя появлению на его выходе импульса.

Если же стимулированное сокращение предсердия не вызвало сокращения желудочка (сигнал возбуждения не прошел по естественным проводящим путям), то появившийся на выходе Ус3 сигнал формируется по длительности ФД2 и через выходной каскад УМ2 воздействует на желудочек, вызывая его искусственное сокращение.

Приведённые методы ЭКС способны нормализовать работу сердца при брадиаритмиях. При тахикардиях используются методы ЭКС урежения сердечного ритма, реализуемые в орторитмических ЭКС. Данный ЭКС непрерывно контролирует ЧСС и при возникновении тахикардии начинает генерировать импульсы несколько более высокой частоты, чем спонтанное сердцебиение.

Таким образом, ЭКС берет на себя управление желудочковыми сокращениями, навязывая собственную частоту их сокращений, а затем постепенно снижает ее, приближая к нормальному. Если этот этап завершается успешно, то ЭКС переходит на R-запрещающий режим. Если же в процессе снижения частоты возникает спонтанное сокращение, предшествующее стимулирующему, то весь процесс повторяется вновь.

1.2. Биоуправляемые протезы конечностей

Идея построения биоуправляемых протезов основана на использовании биотоков, посылаемых организмом в адрес отсутствующих конечностей. Сами по себе биотоки не могут использоваться для управления механическими приводами протезов. Однако, они могут использоваться для анализа средствами вычислительной техники, ко-

торые по специально разработанным программам способны организовать адекватное управление исполнительными механизмами.

Существует два варианта управления протезами конечностей – без обратной связи и с обратной связью.

В первом варианте механические реакции конечностей определяются только импульсной активностью биообъекта и совершаемые движения технически не корректируются в зависимости от совершенного двигательного акта.

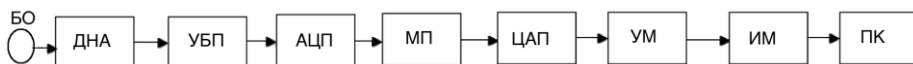


Рисунок 6 – Структурная схема биоуправляемого протеза без обратной связи

В этом устройстве информация, посылаемая в адрес отсутствующей части тела, снимается с биообъекта (БО) системой датчиков нейронной активности (ДНА), усиливается усилителем биопотенциалов (УБП) и через аналого-цифровой преобразователь (АЦП) передается в микропроцессор (МП), где сигналы биоэлектрической активности анализируются, расшифровываются и преобразуются в последовательность сигналов. Эти сигналы способны обеспечить такое управление исполнительными механизмами (ИМ) протеза конечностей (ПК), чтобы движение искусственной конечности как можно более точно повторило траекторию движения, ожидаемую человеком.

Передача управляющих сигналов от МП к исполнительным механизмам осуществляется через ЦАП и усилители мощности (УМ).

Во втором варианте с обратной связью удастся более точно воспроизвести желаемые движения протеза с учетом развиваемых усилий и реального положения протеза.

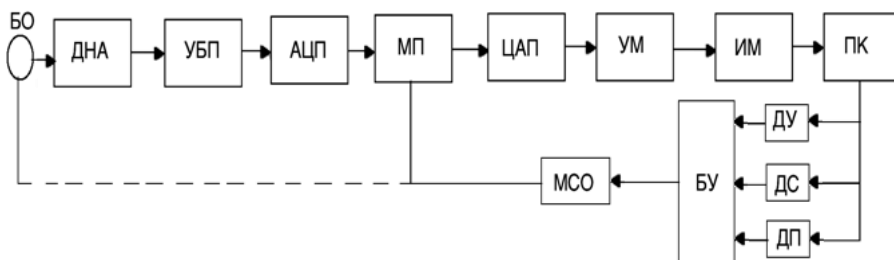


Рисунок 7 – Структурная схема биоуправляемого протеза с обратной связью

Контур обратной связи начинается с датчиков усилий (ДУ). Положения в пространстве (ДП), скорости (ДС) и возможно ряда других датчиков.

Информация с датчиков усиливается блоком усилителей (БУ) и передаётся в модуль сопряжения с объектом (МСО). В МСО информация готовится для обмена с микропроцессором и, по мере готовности, совершается цикл обмена. Для коррекции траектории движения МП будет получать информацию как со стороны биообъекта, так и со стороны протеза, совершающего заданные действия, что позволяет повысить точность работы исполнительных механизмов.

В более сложных системах МСО (пунктирная линия) может готовить информацию для воздействия на определенные структуры биообъекта и обеспечивать эти воздействия в модальности адекватной биофизики.

Практическая реализация биоуправляемых протезов сталкивается с рядом сложностей, связанных с расшифровкой команд нейронной активности, построением алгоритмов и программ управления исполнительными механизмами, разработкой исполнительных механизмов в высокоточном и миниатюрном исполнении.

2. КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Основные виды электрокардиостимуляторов.
2. Структурное построение R-запрещающих электрокардиостимуляторов.
3. Структурное построение R-синхронизированных электрокардиостимуляторов.
4. Структурное построение бифокальных электрокардиостимуляторов.
5. Особенности построения электрокардиостимуляторов при устойчивой тахикардии.
5. Структурное построение биоуправляемых протезов конечностей.

3. ИНДИВИДУАЛЬНЫЕ ЗАДАНИЯ ДЛЯ САМОСТОЯТЕЛЬНОЙ РАБОТЫ

1. Ознакомиться с основными принципами работы орторитмических электрокардиостимуляторов. Разработать структурную схему орторитмического электрокардиостимулятора.
2. Разработать структурную схему усилителя биопотенциалов, использующуюся в составе имплантируемых электрокардиостимуляторов.
3. Предложить один из вариантов схемотехнической реализации выходного каскада имплантируемого электрокардиостимулятора.
4. Разработать алгоритм работы биполярного электрокардиостимулятора синхронного типа (DVI).
5. Разработать алгоритм работы бифокального электрокардиостимулятора асинхронного типа (DOO).

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Федотов, А.А. Основы теории биотехнических систем [Текст] / А.А. Федотов, С.А. Акулов. – М.: ФИЗМТАЛИТ, 2014. – 259 с.
2. Корневский, Н.А. Биотехнические системы медицинского назначения [Текст] / Н.А. Корневский, Е.П. Попечителев. – Старый Оскол: ТНТ, 2014. – 688 с.
3. Корневский, Н.А. Узлы и элементы биотехнических систем [Текст] / Н.А. Корневский, Е.П. Попечителев. – Старый Оскол: ТНТ, 2013. – 448 с.

Учебное издание

ИМПЛАНТИРУЕМЫЕ БИОСТИМУЛЯТОРЫ

Методические указания

Составители: Федотов Александр Александрович

Самарский национальный исследовательский университет
имени академика С.П. Королева
443086, Самара, Московское шоссе, 34