

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

**Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего
образования**

**«САМАРСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
УНИВЕРСИТЕТ имени академика С.П. КОРОЛЕВА
(Самарский университет)»**

МЕДИЦИНСКИЕ ПРИБОРЫ И АППАРАТЫ

Комплекс методических указаний к лабораторным работам

УДК 615.47

Составители: В.Н. Конюхов

Медицинские приборы и аппараты: Комплекс метод. указаний / – Самар. нац. исслед. ун-т.; сост. В.Н. Конюхов; Самара, 2016. 53 с.

Комплекс содержит методические указания для выполнения лабораторных работ по дисциплине «Медицинские приборы и аппараты». Изложены основные сведения о медицинской технике, подходы к классификации изделий медицинской техники, указаны области применения электростимуляции, описаны принципы построения и схемотехнические решения узлов чрескожных электростимуляторов, базовых узлов медицинских приборов. Приведены порядок выполнения работы и требования к отчету.

Методические указания предназначены для студентов очного и очно-заочного отделений, обучающихся по направлениям 12.03.04 «Биотехнические системы и технологии» и выполняющих лабораторные работы по дисциплине «Медицинские приборы и аппараты». Подготовлены на кафедре лазерных и биотехнических систем.

Согласовано

Заведующий кафедрой лазерных и биотехнических систем _____ В.П. Захаров

Утверждаю

Директор института информатики, математики и электроники _____ В.В. Сергеев

1 Общие сведения о медицинской технике. Классификация медицинской техники

1.1 Основные определения

Изделия медицинского назначения – изделия, предназначенные для применения в медицинской практике, – приспособления, перевязочные и шовные средства, изделия из полимерных, резиновых и иных материалов, которые применяют в медицинских целях по отдельности или в сочетании между собой и которые предназначены: для профилактики, диагностики, лечения заболеваний, реабилитации, проведения медицинских процедур, исследований медицинского характера, замены или модификации частей тканей, органов и организма человека, восстановления или компенсации нарушенных или утраченных физиологических функций, контроля над зачатием; воздействия на организм человека таким образом, что их функциональное назначение не реализуется путем химического, фармакологического, иммунологического или метаболического взаимодействий с организмом человека.

Изделия медицинской техники – приборы, аппараты, инструменты, устройства, комплексы, системы с программным управлением, оборудования, предназначенные для применения к человеку с целью: исследования, диагностики, наблюдения, лечения, профилактики, облегчения заболевания, компенсации травмы или инвалидности и поддержания физиологических функций.

Медицинские изделия – изделия медицинского назначения и медицинской техники – любые инструменты, аппараты, приборы, устройства, материалы или иные изделия, используемые по отдельности или в сочетании между собой, включая программное обеспечение, необходимое для их применения по назначению, которые предназначены изготовителем для применения к человеку с целью: диагностики, профилактики, наблюдения, лечения или облегчения заболевания; диагностики, наблюдения, лечения, облегчения или компенсации травмы или инвалидности; исследования, замещения или изменения анатомии или поддержания физиологических функций; управления зачатием; при условии, что их принципиальное воздействие не основывается на фармакологическом, иммунологическом или метаболическом эффекте применения, но которые могут способствовать введению в организм, или доставке к поверхности тела человека средств, вызывающих вышеуказанные эффекты.

Медицинские приборы – изделия медицинской техники, предназначенные для получения, накопления и/или анализа, а также отображения измерительной информации о состоянии организма человека с диагностической или профилактической целью.

Медицинские аппараты – изделия медицинской техники, предназначенные для

лечебного или профилактического воздействия на организм человека, либо для замещения или коррекции функций органов и систем организма.

Медицинское оборудование – изделия медицинской техники, предназначенные для обеспечения необходимых условий для пациента и медицинского персонала при диагностических, лечебных и профилактических мероприятиях, а также при уходе за больными.

Медицинские комплексы – совокупность изделий медицинской техники, каждое из которых выполняет определенную частную функцию в системе сложного диагностического, лечебного или профилактического мероприятия.

На рис.1 приведена классификация медицинских изделий.

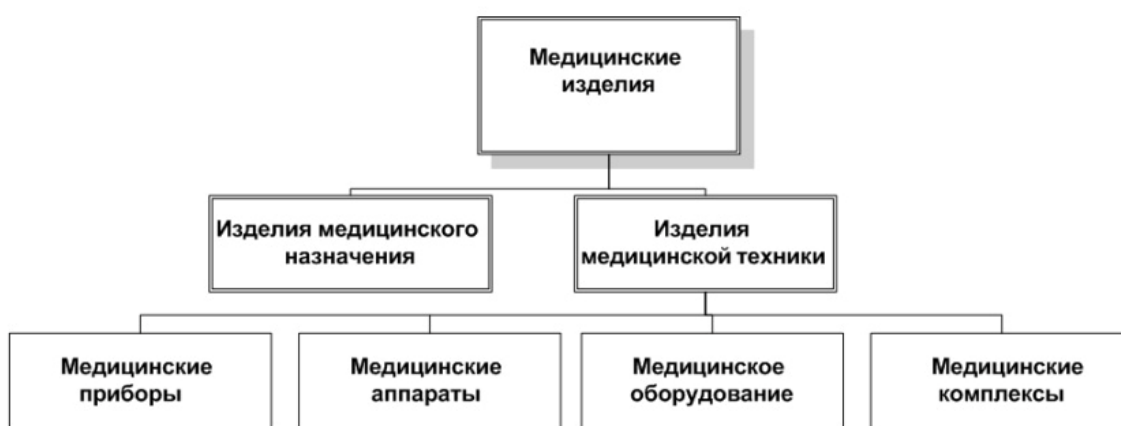


Рисунок 1– Классификация медицинских изделий

1.2 Классификация изделий медицинской техники

Существует несколько принципов классификации *медицинской техники*:

– **по назначению** (лабораторно-диагностическая медицинская техника и оборудование, лечебная медтехника, реабилитационное оборудование). Преимущества данной классификации в целевой направленности. Недостатком является невозможность точной классификации лечебно-диагностической техники, т.е. смешанного назначения.

– **по медицинским специальностям и специализациям**: (стоматологическое оборудование, акушерско-гинекологическая медтехника, отоларингологическое оборудование, хирургическое и реанимационное оборудование, кардиологическая медицинская техника и т.д.). Преимущества для специалистов очевидны – легкость поиска в соответствующей специальности (специализации). Недостаток –

невозможность корректной классификации или необходимость дублирования в разных разделах универсальной аппаратуры для различных специальностей.

– **По устоявшимся исторически разделам.** Здесь классификация начинается сразу с подразделов (рентгенодиагностическое оборудование, эндоскопическая медтехника, аппараты для УЗИ и т.д.)

1.3 Номенклатурная классификация медицинских изделий

Номенклатурная классификация медицинских изделий по видам направлена в первую очередь:

- на идентификацию медицинских изделий при государственном и межгосударственном контроле их качества, эффективности и безопасности;
- на идентификацию медицинских изделий при их включении в стандарты и порядки оказания медицинской помощи;
- на планирование оснащения лечебно-профилактических учреждений с учетом видов медицинской деятельности, а также на применение министерствами здравоохранения и другими органами исполнительной власти в различных целях.

Номенклатурная классификация медицинских изделий по видам содержит числовое обозначение вида медицинского изделия - идентификационный уникальный номер записи, наименование вида медицинского изделия, описание вида медицинского изделия, содержащее соответствующие классификационные признаки вида медицинского изделия, указываемые в зависимости от назначения медицинского изделия.

Классификация медицинских изделий формируется в электронном виде по группам и подгруппам медицинских изделий и размещается на официальном сайте Федеральной службы по надзору в сфере здравоохранения в информационно-телекоммуникационной сети «Интернет». (http://www.roszdravnadzor.ru/services/mi_reesetr).

2 Аппараты для чрескожной электростимуляции

2.1 Области применения и методы электростимуляции.

Методы электростимуляционной диагностики и терапии широко используются в современной медицинской практике. Электростимуляция - это использование импульсных и переменных токов различной формы для диагностики и восстановительного лечения тканей, органов и систем, утративших свою нормальную функцию в результате болезни или травмы. Применяемые в клинической медицине разнообразные методы электростимуляции по функциональному признаку можно разделить в соответствии с областью их использования на электрокардиостимуляцию, противоболевую, опорно-двигательного аппарата, органов зрения и слуха, выделительных органов, дыхания, желудочно-кишечного тракта, диагностическую, биологически активных точек, электроостеостимуляцию и т.д.

Наиболее наглядным проявлением действия электрического тока на ткани и органы человека является сокращение мышц. При этом электростимуляция, вызывая двигательное возбуждение и сокращение мышц, одновременно рефлекторно усиливает весь комплекс обменно-трофических процессов, направленных на энергетическое обеспечение работающих мышц, а также повышается активность регулирующих систем, в том числе клеток коры головного мозга. При прохождении стимулирующего электрического тока вдоль нервных стволов повышается проводимость по ним нервного возбуждения, ускоряется регенерация поврежденных нервов. Сокращение мышц, вызываемое стимулирующим электрическим током, даже при полном нарушении проводимости нерва, в силу указанных выше процессов, тормозит развитие атрофии мышц и склеротических изменений (перерождение мышечной ткани в соединительную, т.е. в ткань не способную к активному сокращению) в них.

Электростимуляция улучшает кровообращение путём расширения кровеносных сосудов и ускорения в них кровотока, например, на коже это проявляется гиперемией (покраснением) и повышением температуры кожи под электродами. Активизация крово- и лимфообращения происходит и в более глубоких тканях межэлектродного пространства, повышается проницаемость сосудистых стенок, раскрываются резервные капилляры. Гиперемия возникает не только в результате рефлекторных влияний электростимуляции, но и за счёт непосредственного воздействия на стенки сосудов биологически активных веществ, образующихся в стимулируемых тканях, например: гистамина, ацетилхолина, адреналина и других. Активизация кровообращения под воздействием электростимуляции является фактором, обеспечивающим многие компоненты лечебного процесса. Это улучшение трофики (питания) тканей, удаление продуктов нарушенного обмена веществ

из патологических очагов, рассасывание отёков, размягчение и рассасывание рубцов, регенерация (восстановление) поврежденных тканей, нормализация нарушенных функций.

Электростимуляция регулирует активность центральной нервной системы (головного и спинного мозга), восстанавливает активность нервно-мышечного аппарата, восстанавливает тонус мышц и объем мышечной массы, увеличивает сосудистое русло артериальной и венозной крови, питающее нервы и мышцы, а также обладает обезболивающим эффектом.

В зависимости от зоны воздействия стимулов электростимуляторы можно разделить на внутрисполосные и чрескожные. В данных лабораторных работах рассматриваются вопросы исследования узлов чрескожных электростимуляторов и моделирование их работы в системе ORCAD. Примеры схемотехнических решений чрескожных стимуляторов приведены в приложениях А-В.

2.2 Обобщенная структурная схема электростимулятора

Вне зависимости от назначения и области применения обобщенную структурную схему электростимулятора можно представить в следующем виде (рис.2).

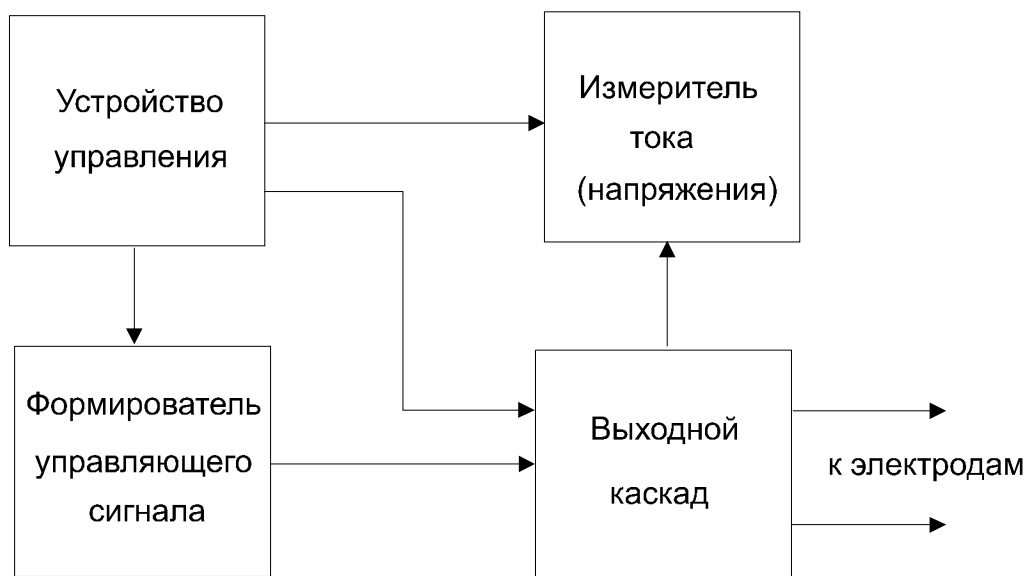


Рисунок 2- Обобщенная структурная схема электростимулятора.

Формирователь управляющего сигнала предназначен для управления выходным каскадом и генерирует импульсы, форма которых, частота следования, длительность соответствуют форме, частоте и длительности стимулирующих импульсов. Формирователь управляющего сигнала обычно включает в себя набор задающих генераторов, сумматоров, умножителей и модуляторов, которые позволяют синтезировать

импульсы с заданными параметрами. Формирователь можно также реализовать на базе микроконтроллера с помощью соответствующего программного обеспечения.

Выходной каскад предназначен для усиления стимулирующих импульсов до требуемой амплитуды. Можно выделить два типа выходных каскадов- для формирования биполярных (рис.3) и монополярных импульсов тока (рис.4).

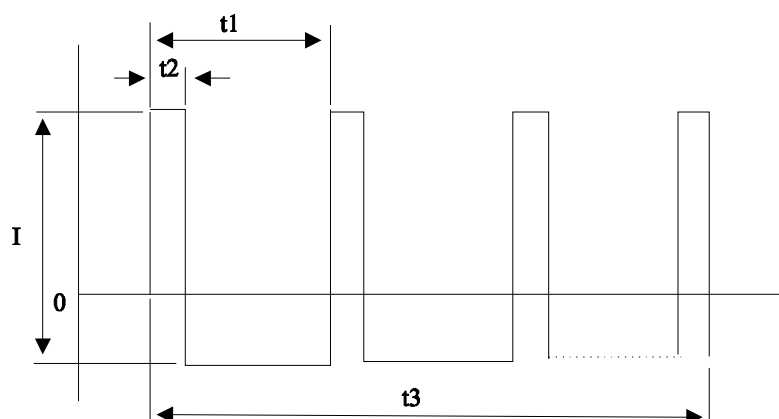


Рисунок 3- Биполярные стимулирующие импульсы.

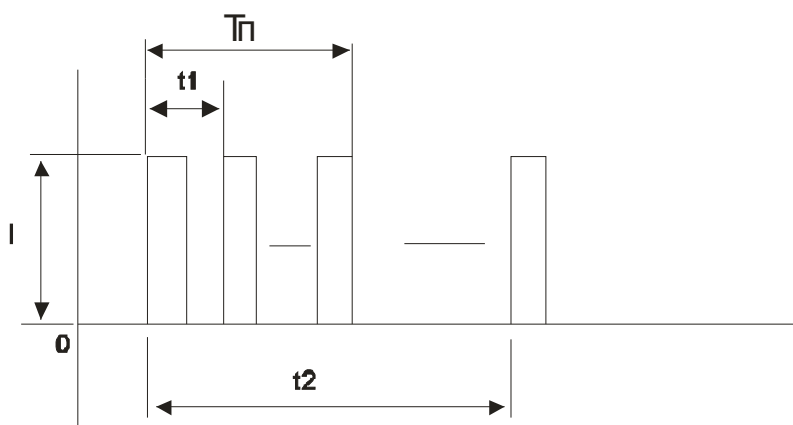


Рисунок 4- Монополярные стимулирующие импульсы.

Устройство управления обеспечивает возможность установки параметров стимулирующих импульсов, таких как период следования импульсов, период следования пачек, длительность импульсов, длительность пачек, амплитуду стимулирующих импульсов. Кроме того, в устройство управления могут входить устройства, обеспечивающие безопасность пациента, например устройство отключения стимулятора при превышении амплитуды стимула в нагрузке определенного заданного порога.

Измеритель тока (напряжения) предназначен для контроля тока стимула в цепи пациента или напряжения стимула, подаваемого на электроды. Подобные измерители могут быть как аналоговыми так и цифровыми. Отличительной особенностью измерителя является регистрация информационного сигнала в большинстве случаев с помощью дифференциальной схемы.

2.3 Построение выходных каскадов.

При чрескожной стимуляции требуется обеспечить заданный ток в нагрузке при изменении значения сопротивления нагрузки. По этой причине выходные каскады выполняются по схеме источника тока. Простейший источник тока можно построить на одном транзисторе следующим образом (рис.5).

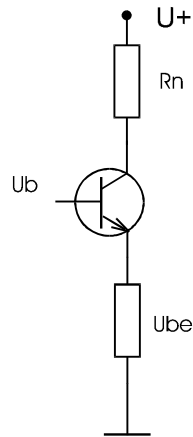


Рисунок 5- Транзисторный источник тока.

При больших значениях коэффициента усиления транзистора по току ток коллектора практически равен току эмиттера. В свою очередь ток эмиттера определяется как

$$I_e = \frac{U_b - 0,6B}{R_{be}}$$

и, следовательно, ток коллектора

$$I_k = I_e = \frac{U_b - 0,6B}{R_{be}}.$$

Таким образом, ток коллектора определяется двумя переменными- напряжением на базе транзистора и сопротивлением в цепи эмиттера. Наиболее просто напряжение на базе можно задать с помощью базового резистивного делителя (рис.6).

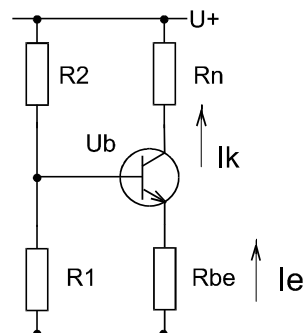


Рисунок 6

Сформировать требуемый стимулирующий импульс в нагрузке можно либо изменяя соответствующим образом напряжение на базе U_b либо сопротивление в цепи эмиттера R_{be} . Управление по цепи эмиттера позволяет добиться большего быстродействия схемы и, как следствие, сформировать импульсы меньшей длительности. Пример схемы выходного каскада для формирования монополярных импульсов тока с управлением по эмиттеру приведен на рис.7. Здесь на транзисторе VT1 собран источник тока управляемый ключом на транзисторе VT2. Ток коллектора транзистора VT1 определяется напряжением на его базе и сопротивлением в цепи эмиттера. Напряжение на базе VT1 задается переменным резистором R2. Сопротивление в цепи эмиттера равно сумме сопротивлений R_e и сопротивления открытого ключа VT2. Конденсатор C2 предназначен для удаления постоянной составляющей стимулирующих импульсов. Постоянная времени $C2*(R_n+R_4)$ должна быть такой, чтобы обеспечивалась неискаженная передача стимулирующих импульсов в нагрузку. Постоянная времени $C2*R_k$ должна обеспечивать полный разряд конденсатора C2 в паузах между импульсами.

Для формирования биполярных импульсов тока можно использовать выходной каскад приведенный на рис.8. Здесь на транзисторах VT2 и VT3 управляемые источники тока, на транзисторах VT1 и VT2- ключи. Токи коллекторов транзисторов VT2 и VT3 определяются сопротивлениями в эмиттерной цепи транзисторов VT2 и VT3 и напряжениями на их базе.

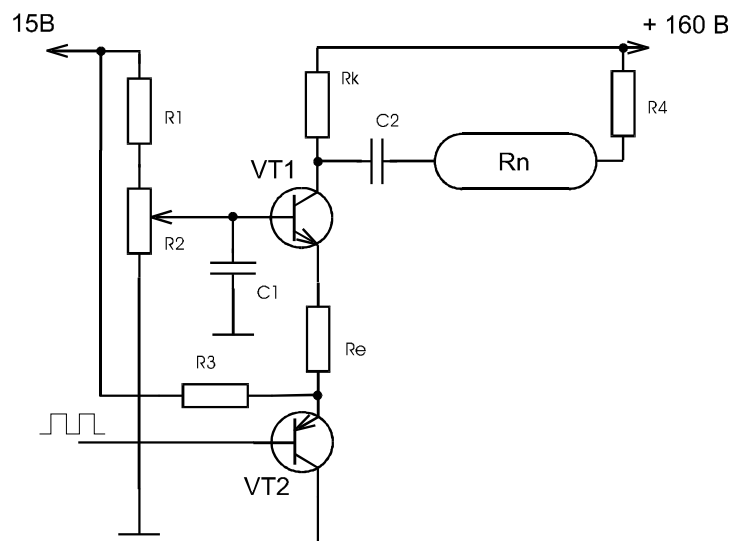


Рисунок 7- Схема выходного каскада для формирования монополярных импульсов с управлением по эмиттеру

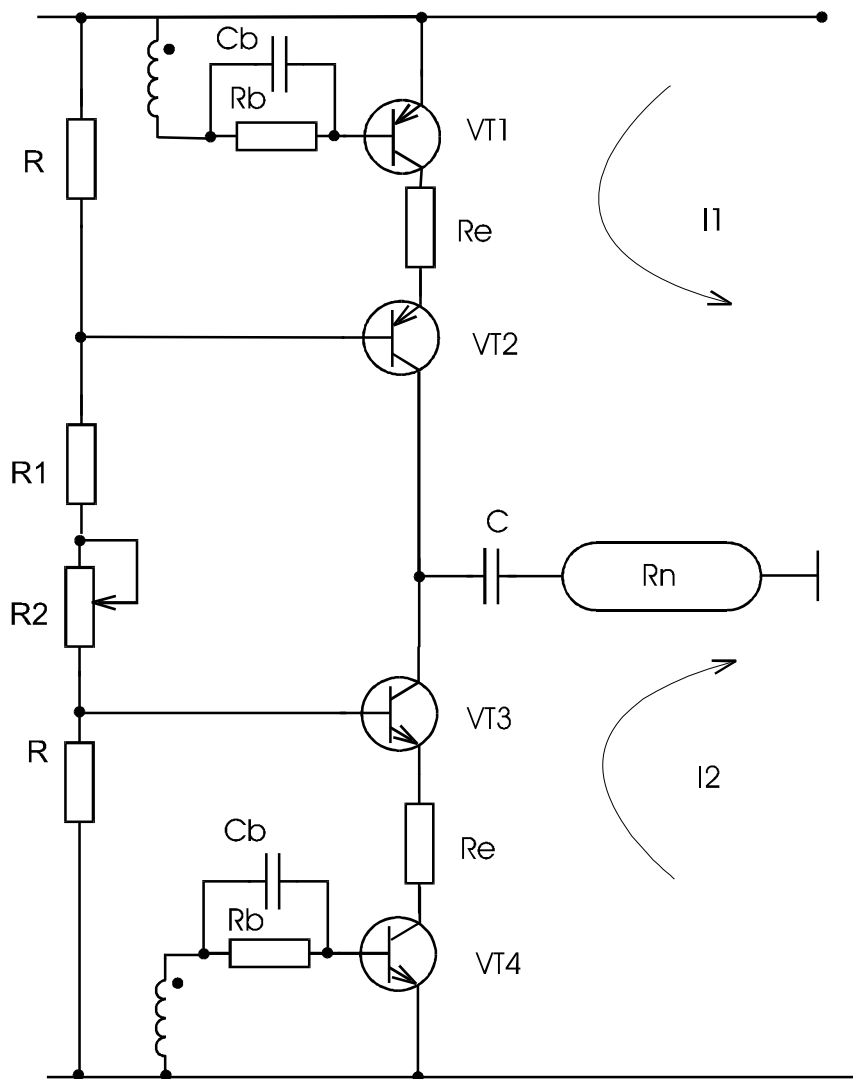


Рисунок 8- Схема выходного каскада для формирования биполярных импульсов с управлением по эмиттеру.

Напряжение на базе транзисторов VT2 и VT3 регулируется с помощью резистора R2. В данном выходном каскаде длительность положительного и отрицательного импульса должны быть согласованы с амплитудами импульсов, что означает равенство площадей под ними (рис.9). В противном случае разделительный конденсатор C будет заряжаться, что приведет к нарушению режимов работы транзисторов VT2 и VT3.

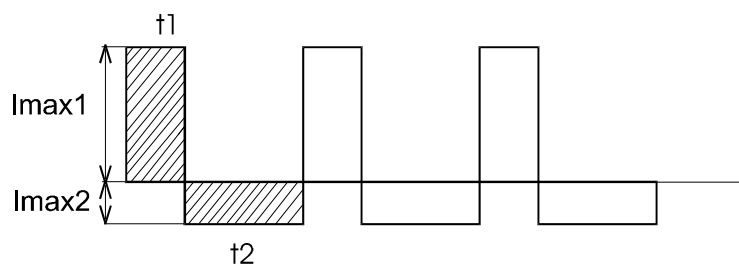


Рисунок 9

Управление выходным каскадом для формирования биполярных импульсов с управлением по эмиттеру может осуществляться с помощью следующей схемы (рис.10).

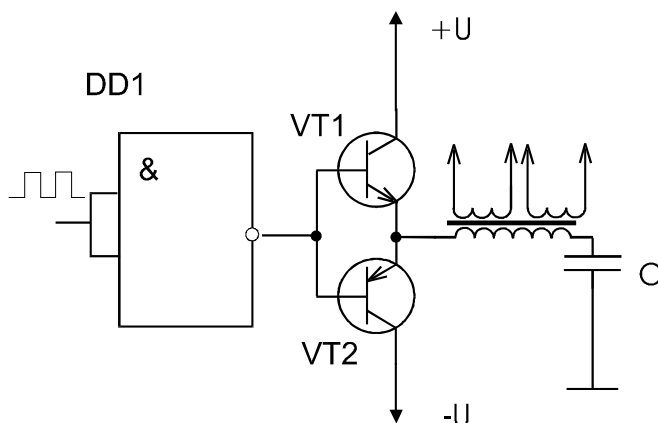


Рисунок 10- Схема управления.

2.4 Задание на лабораторные работы

Целью цикла лабораторных работ является разработка принципиальной схемы чрескожного стимулятора и исследование его характеристик. Цикл состоит из трех лабораторных работ: «Разработка и исследование формирователя управляющего сигнала», «Разработка и исследование выходного каскада», «Разработка и исследование измерителя тока в цепи пациента», «Исследование характеристик чрескожного электростимулятора на модели биологической ткани», «Исследование схемы биорегулировки транскутантного электростимулятора».

2.4.1 Разработка и исследование формирователя управляющего сигнала

Формирователь управляющего сигнала функционально включает в себя набор генераторов, необходимых для формирования импульсов в пачках и пачек импульсов, а также управляющую логику, которая формирует необходимый сигнал. Генераторы и управляющую логику формирователя можно построить на микросхемах малой и средней степени интеграции- логических элементах, триггерах, ждущих мультивибраторах, счетчиках и т.д. Выбор технологии микросхем- ТТЛ, КМОП, ЭСЛ и т.д- определяется, в основном, временными характеристиками формируемых импульсов.

Порядок выполнения работы

- 1) Разработать структурную схему формирователя монополярных импульсов (рис.3).
- 2) Выбрать элементную базу и разработать принципиальные схемы узлов формирователя.
- 3) Промоделировать работу формирователя в пакете ORCAD.

Параметры формируемых импульсов

Вариант 1

- 1) Сквозность импульсов в пачке-2.
- 2) $t_1=2$ мкс.
- 3) $t_2=5-100$ мс.
- 4) $T_{\Pi}=1$ мс.

Вариант 2

- 1) Сквозность импульсов в пачке-4.
- 2) $t_1=20$ мкс.
- 3) $t_2= 5- 200$ мс.
- 4) $T_{\Pi}=2$ мс.

Вариант 3

- 1) Сквозность импульсов в пачке-2.
- 2) $t_1=50$ мкс.
- 3) $t_2=10-1000$ мс.
- 4) $T_{\Pi}=2-5$ мс.

Вариант 4

- 1) Сквозность импульсов в пачке-3.
- 2) $t_1=5$ мкс.
- 3) $t_2=2-100$ мс.
- 4) $T_{\Pi}=1$ мс.

Вариант 5

- 1) Сквозность импульсов в пачке-5.
- 2) $t_1=10$ мкс.
- 3) $t_2=10-1000$ мс.
- 4) $T_{\Pi}=1-3$ мс.

Содержание отчета

- 1) Структурная схема и временные диаграммы, поясняющие ее работу.
- 2) Принципиальная схема формирователя.
- 3) Расчет времязадающих цепей генераторов.
- 4) Результаты моделирования.
- 5) Выводы.

Контрольные вопросы

- 1) Что такое электростимуляция?
- 2) Перечислите области применения электростимуляции и лечебные эффекты.
- 3) Нарисуйте обобщенную структурную схему электростимулятора и поясните назначение блоков.
- 4) Поясните работу формирователя по принципиальной схеме.

2.4.2 Разработка и исследование выходного каскада

Разработка принципиальной схемы выходного каскада заключается в составлении схемы в соответствии с требуемыми параметрами стимулирующих импульсов, выборе элементной базы и расчете значений пассивных элементов. Рекомендуется проводить расчет в следующем порядке:

- выбрать значение эмиттерного резистора исходя из протекающего через него тока и рассеиваемой мощности;
- рассчитать требуемое напряжение питания;
- рассчитать базовый делитель напряжения;
- выбрать транзисторы исходя из максимального тока и напряжения, а также требуемого быстродействия.

Вариант 1

- 1) Форма импульсов- монополярная (рис.3)
- 2) Сопротивление нагрузки (R_n): 0.5-1 кОм
- 3) Сопротивление измерительного резистора (R_4)- 100 Ом.
- 4) Ток нагрузки: 0-100 мА.
- 5) Временные параметры импульсов по варианту 1 п.2.1.

Вариант 2

- 1) Форма импульсов- монополярная (рис.3)

- 2) Сопротивление нагрузки (R_n): 1-2 кОм
- 3) Сопротивление измерительного резистора (R_4)- 150 Ом.
- 4) Ток нагрузки: 0-75 мА.
- 5) Временные параметры импульсов по варианту 2 п.2.1.

Вариант 3

- 1) Форма импульсов- монополярная (рис.3)
- 2) Сопротивление нагрузки (R_n): 1- 1.5 кОм
- 3) Сопротивление измерительного резистора (R_4)- 100 Ом.
- 4) Ток нагрузки: 0-100 мА.
- 5) Временные параметры импульсов по варианту 3 п.2.1.

Вариант 4

- 1) Форма импульсов- монополярная (рис.3)
- 2) Сопротивление нагрузки (R_n): 0.7- 1 кОм
- 3) Сопротивление измерительного резистора (R_4)- 50 Ом.
- 4) Ток нагрузки: 0-150 мА.
- 5) Временные параметры импульсов по варианту 4 п.2.1.

Вариант 5

- 1) Форма импульсов- монополярная (рис.3)
- 2) Сопротивление нагрузки (R_n)- 1-2 кОм
- 3) Сопротивление измерительного резистора (R_4)- 200 Ом.
- 4) Ток нагрузки: 0-120 мА.
- 5) Временные параметры импульсов по варианту 5 п.2.1.

Содержание отчета

- 1) Принципиальная схема выходного каскада.
- 2) Расчет элементов схемы выходного каскада.
- 3) Результаты моделирования (диаграммы токов коллектора и токов нагрузки).
- 4) Нагрузочная характеристика выходного каскада.
- 5) Выводы.

Контрольные вопросы

- 1) Поясните назначение элементов выходного каскада.
- 2) Как рассчитать ток в нагрузке?
- 3) Чем определяется ток коллектора.
- 4) На что влияет значение емкости C_2 .

2.4.3 Разработка и исследование схемы измерения тока в цепи пациента

Разработать схему измерения тока в цепи пациента для параметров тока и временных параметров стимулов ранее разработанных выходных каскадов. Способ индикации- цифровой. Разрешающая способность- 1 мА. Точность- 0.5 мА. Использовать измерительный резистор в соответствии с предыдущим заданием.

2.4.4 Исследование характеристик чрескожного электростимулятора на модели биологической ткани

Использовать в качестве модели биологической ткани двухполюсник, приведенный на рисунке 11.

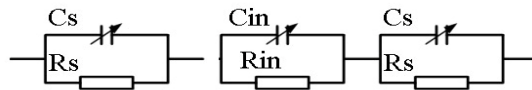


Рисунок 11– Эквивалентная модель биологической ткани

Здесь R_s и C_s – сопротивление и емкость системы «электрод-кожа», R_{in} и C_{in} – сопротивление и емкость внутренних биологических структур. Сопротивления и емкости R_s , C_s , R_{in} и C_{in} зависят от площади электродов, состояния биообъекта и могут изменяться в широких пределах. Типичные значения модели: $R_s=1000-2000$ Ом, $C_s=0,03-0,05$ мкФ, $R_{in}=500-1000$ Ом и $C_{in}=0,01-0,02$ мкФ.

Смоделируйте работу выходного каскада для наилучшего и наихудшего, по критерию максимума передачи энергии внутренним биологическим структурам, случаев. Определите КПД схемы для этих случаев.

Отчет должен содержать принципиальные схемы для наилучшего и наихудшего случаев. Диаграммы токов и напряжений на внутренней биологической структуре и расчет КПД выходного каскада для этих случаев. За полезную мощность принять мощность, рассеиваемую на внутренней биологической структуре.

2.4.5 Исследование схемы биорегулировки транскутантного электростимулятора

Принцип любой биорегулировки заключается в измерении физиологических параметров организма или параметров, характеризующих взаимодействие технического звена (электростимулятора) и биологического объекта и изменении параметров стимулов для достижения большей эффективности стимуляции.

Рассмотрим принцип построения петли биорегулировки на примере чрескожного противоболевого стимулятора «Элиман-401». Структурная схема стимулятора приведена на рис. 12.

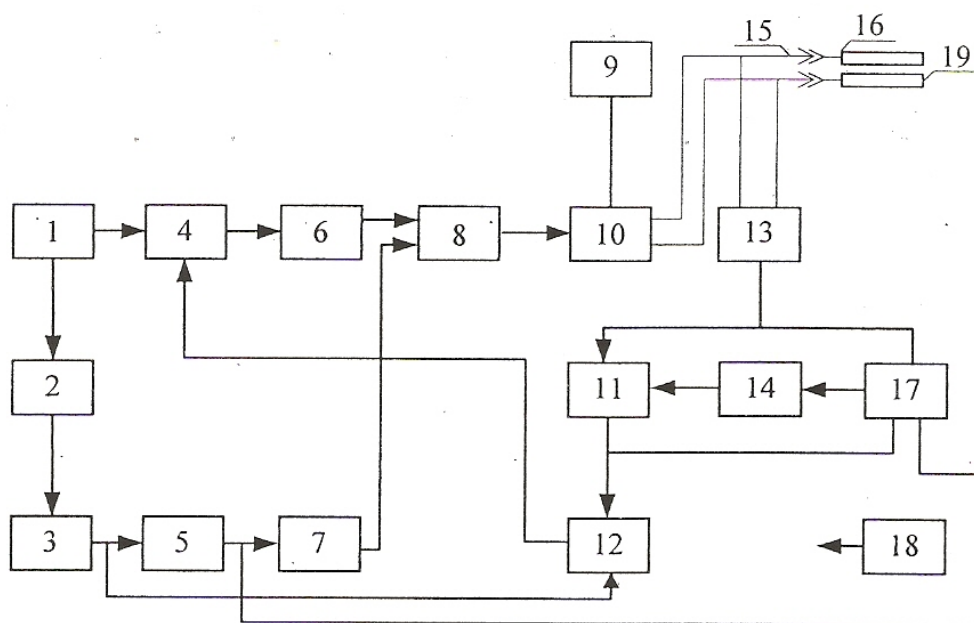


Рисунок 12– Структурная схема аппарата «ЭЛИМАН-401»

Схема содержит два канала: стимуляции и измерения. Канал стимуляции включает задающий генератор частоты следования стимулов 1, формирователь длительности стимулов 4, первый модулятор 6, коммутатор 8, выходной каскад усиления тока стимуляции 10, схему измерения тока 9 со стрелочным прибором, дающим показания, соответствующие амплитуде тока стимулов. Канал измерения необходим для автоматической установки длительности стимула в формирователе 4 в соответствии с измеренным значением времени релаксации тока в тканях, окружающих электроды.

Импульсы задающего генератора частоты следования пачек импульсов 1 поступают на вход делителя частоты 2. Перепад напряжения с выхода делителя частоты 2 запускает тактовый генератор 3, на выходе которого формируется прямоугольный импульс, передним фронтом которого сбрасывается запоминающее устройство 12, а задним фронтом его запускается формирователь измерительного импульса 5, и запоминающее устройство 12 переводится в режим измерения. Сигналы с выхода формирователя измерительного импульса 5 через первый модулятор 7 и коммутатор 8 подаются на

выходной каскад 10, где они усиливаются до требуемой амплитуды. С выхода схемы 10 промодулированный измерительный импульс поступает через кабель пациента 16 к закрепленным на теле пациента электродам 19, а также на вход измерительной схемы 13. С выхода измерительной схемы 13 снимается напряжение, соответствующее току, протекающему через пациента, и имеющее вид экспоненты, увеличивающейся до некоторого уровня.

Это напряжение поступает на сигнальный вход порогового устройства 11, на управляющий вход которого через делитель напряжения 14 подается напряжение с выхода схемы выборки-хранения 17, полученное в предыдущем такте измерения.

В момент равенства этих двух напряжений на выходе порогового устройства 11 формируется перепад напряжения прямоугольной формы, который поступает на первый управляющий вход запоминающего устройства 12, фиксируя значение измеренной длительности переходного процесса в тканях, а также на второй управляющий вход схемы выборки-хранения 17 переводя ее в режим выборки.

Информация о длительности переходного процесса в тканях с выхода запоминающего устройства 12 поступает на управляющий вход формирователя длительности стимулирующего воздействия 4.

В момент окончания измерительного импульса перепад напряжения с выхода формирователя измерительного импульса 5 поступает на первый управляющий вход схемы выборки-хранения 17, переводя ее в режим хранения до следующего такта измерения.

После окончания цикла измерения задающий генератор 1 запускает формирователь длительности стимулирующего воздействия 4, на выходе которого формируются импульсы с длительностью, пропорциональной длительности переходного процесса в тканях.

Сигнал с выхода формирователя длительности стимулирующего воздействия через второй модулятор 6 и коммутатор 8 подается на выходной каскад 10, с выхода которого импульсы для электростимуляции поступают через кабель пациента 16 к закрепленным на теле пациента электродам 19, а также на схему измерения амплитуды тока импульсов стимуляции 9.

При изменении времени релаксации тока в тканях, обусловленном, например, вариацией условий в зоне расположения электродов, происходит изменение скорости нарастания экспоненциального напряжения на выходе измерительной схемы 13, что приводит к соответствующему изменению момента появления перепада напряжения на выходе порогового устройства 11 и изменению длительности стимулов. Коэффициент

деления делителя частоты 2 выбран равным 100, т.е. частота следования измерительных импульсов составляет 1,0 – 1,5 Гц, что вполне достаточно для обработки процессов изменения импеданса тканей под электродами. При изменении, например, увеличении амплитуды воздействующего тока амплитуда импульсов на выходе измерительной схемы 13 соответственно возрастает и напряжение на выходе схемы выборки-хранения 17 и, следовательно, напряжение, подаваемой на управляющий вход порогового устройства 11. Таким образом, при изменении амплитуды воздействующего тока сохраняется относительный уровень срабатывания порогового устройства, что обеспечивает исключение погрешности в определении длительности переходного процесса в тканях под электродами из-за изменения амплитуды воздействующих импульсов.

Принципиальная схема стимулятора «Элиман-401» приведена в приложении А.

Формирователь длительности стимулирующего воздействия состоит из генератора импульсов на логических элементах D10.2 и D10.4, времязадающая цепь которого образована резисторами R23, R24, и конденсатора C17, триггера D11.1, счетчика импульсов, собранного на элементах D14.1, D14.2, и цифрового компаратора на элементах D15, D16.

На выходе измерительной схемы, собранной на микросхемах D17 и D18, формируется напряжение, соответствующее току, протекающему через пациента. Это напряжение поступает на сигнальный вход порогового устройства, собранного на микросхеме D2, на управляющий вход которого через делитель напряжения, образованный резисторами R2, R4, подается напряжение со схемы выборки — хранения, собранной на микросхеме D3. С помощью ключа на логических элементах D4.4 и D9.1, диодах VI2, VI32 и резисторе R25 осуществляется перевод схемы выборки - хранения из режима выборки в режим хранения и сброс в случае резкого уменьшения амплитуды тока стимуляции. Запоминающее устройство состоит из ключа на логическом элементе D10.3 и счетчика импульсов, собранного на элементах D13.1 и D13.2.

Упрощенно, регулировка длительности стимула осуществляется по следующей схеме (рис.13).

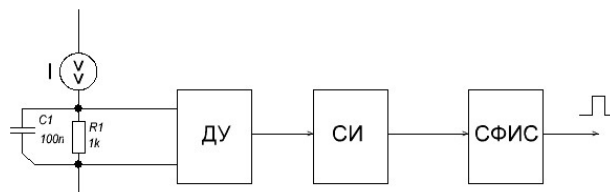


Рисунок 13– Схема формирования длительности стимула

Здесь ДУ– дифференциальный усилитель, СИ– схема измерения постоянной

времени, СФИС– схема формирования длительности импульса стимуляции. Дифференциальный усилитель необходим для регистрации напряжения с незаземленной нагрузки. Напряжение с выхода ДУ подается на вход схемы измерения длительности, в основе которой лежит компаратор, сравнивающий напряжение с уровнем 0,63 от уровня напряжения измеренного в предыдущем цикле. Как только напряжение на входе компаратора превышает этот уровень, на выходе формируется сигнал низкого уровня, который поступает на вход логического «И» на другой вход которого поступают импульсы с формирователя огибающей стимула. Таким образом, на выходе логического элемента «И» формируется импульс, длительность которого пропорциональна постоянной времени под электродами.

Порядок выполнения работы

1. Разработать схему измерения постоянной времени под электродами. В качестве дифференциального усилителя использовать усилитель, разработанный в п.2.4.3 для измерительной схемы.
2. Разработать схему формирования длительности импульса стимуляции. Длительность импульса стимуляции формируется по закону $t=t_0+k*t_1$, где $t_0=20$ мс, $k=1$, t_1 - постоянная времени под электродами.
3. Промоделировать в ORCAD разработанные схемы. В качестве источника тока (рис.13) использовать импульсный источник со следующими параметрами: амплитуда тока–5 мА, длительность импульса– 0,5 с, частота следования- 0,5 Гц. Моделирование проводить для следующих эквивалентных значений емкости С1: 0,1; 0,2; 0,5; 1 мкФ.

Отчет должен содержать принципиальные схемы разработанных узлов. Эпюры напряжения на выходе ДУ, СИ и СФИС, полученные для значений параметров по п.3.