

Министерство высшего и среднего специального образования

Республики Узбекистана

Ташкентский государственный технический университет

имени Абу Райхана Беруни

Факультет: Электроники и Автоматики

Кафедра: «Приборостроение»

Магистрская диссертационная работе на тему:

***Исследование методов контроля
технических характеристик
электрокардиографов и их оптимизация.***

Выполнила:

магистрантка

Гр. 70М-13 ТБАТМ

Мадияровой Д. Т.

Научный руководитель

Ф.м.ф.н. Хайдаров А.Х

Ташкент-2015

Введение.

Глава I. Биофизические основы электрокардиографии. **Ошибка! Закладка не определена.**

1.1 Физические основы электрокардиографии... **Ошибка! Закладка не определена.**

1.2. Электрическая схема замещения биополе.... **Ошибка! Закладка не определена.**

1.3 Гармонический спектр электрокардиограммы..... **Ошибка! Закладка не определена.**

1.4. Технические характеристики электрокардиографов и существующие методы их контроля и оптимизации. **Ошибка! Закладка не определена.**

Глава II. Принцип работы экг и его технические характеристике.....**Ошибка! Закладка не определена.**

2.2. Структурная схема электрокардиографа **Ошибка! Закладка не определена.**

2.4. Электрические помехи при работы электрокардиографа и методы их устранения **Ошибка! Закладка не определена.**

2.5. Погрешности измерения временных параметров ЭКГ **Ошибка! Закладка не определена.**

2.3 Электрокардиограф ЭКЗТ-12-03
(Альтон).....74

Глава III. Расчет основных блоков электрокардиографа.. **Ошибка! Закладка не определена.**

3.2. Расчет стабилизатора напряжения источника питания и разработка узла контроля его выхода. **Ошибка! Закладка не определена.**

3.3. Расчет элементов вторичного источника электрического питания **Ошибка! Закладка не определена.**

3.4. Расчет входного операционного усилителя **Ошибка! Закладка не определена.**

3.5. Расчет аналогово-цифрового преобразователя (АЦП). **Ошибка! Закладка не определена.**

Заключения

Список использованной литературы

Введение.

**СОВРЕМЕННАЯ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЯ — НОВЫЕ
ВОЗМОЖНОСТИ И ОБЛАСТИ ПРИМЕНЕНИЯ В КЛИНИКЕ.**

Одной из актуальных проблем современной кардиологии остается получение максимально полной информации об электрическом потенциале сердца, на основании которой можно было бы расширить диагностику патологических состояний миокарда, его электрофизиологических свойств. Широкое развитие компьютерных технологий, современных методов цифровой обработки данных и существующие клинические задачи обусловили разработку и широкое использование в повседневной практике компьютерных электрокардиографических систем.

Наличие электрических явлений в сокращающейся сердечной мышце впервые обнаружили два немецких ученых: Р. Келликер и И. Мюллер в 1856 году. Они провели исследования на различных животных, работая на открытом сердце. Однако возможность изучения электрических импульсов сердца отсутствовала до 1873 г., когда был сконструирован электрометр, прибор позволивший регистрировать электрические потенциалы. В результате совершенствования этого устройства появилась возможность записывать сигналы с поверхности тела, что позволило английскому физиологу А. Уоллеру впервые получить запись электрической активности миокарда человека. Он же впервые сформулировал основные положения электрофизиологических понятий ЭКГ, предположив, что сердце представляет собой диполь, т. е. совокупность двух электрических зарядов, равных по величине, но противоположных по знаку, находящихся на некотором расстоянии друг от друга. Уоллеру принадлежит и такое понятие, как электрическая ось сердца, о которой будет сказано ниже.

Первым, кто вывел ЭКГ из стен лабораторий в широкую врачебную практику, был голландский физиолог, профессор Утрехтского университета Виллем Эйнтховен. После семи лет упорных трудов, на основе изобретенного Д. Швейггером струнного гальванометра, Эйнтховен создал первый электрокардиограф. В этом приборе электрический ток от электродов, расположенных на поверхности тела, проходил через

кварцевую нить. Нить была расположена в поле электромагнита и вибрировала, когда проходящий по ней ток взаимодействовал с электромагнитным полем. Оптическая система фокусировала тень от нити на светочувствительный экран, на котором фиксировались ее отклонения. Первый электрокардиограф был весьма громоздким сооружением и весил около 270 кг. Его обслуживанием были заняты пять сотрудников. Тем не менее, результаты, полученные Эйтховеном, были революционными. Впервые в руках врача оказался прибор столь много говорящий о состоянии сердца. Эйтховен предложил располагать электроды на руках и ногах, что используется и по сегодняшний день. Он ввел понятие отведения, предложив три так называемых **стандартных** отведения от конечностей, т. е. измерение разницы потенциалов между левой и правой рукой I отведение), между правой рукой и левой ногой II отведение) и между левой рукой и левой ногой III отведение). Заслуги Эйтховена были оценены по достоинству и в 1924 г. ему была присуждена Нобелевская премия.

Классический электрокардиографический метод с различными вариантами отведений и интерпретацией результатов (диагностикой), базирующейся на принципах врачебной логики и даваемой врачом или с помощью ЭВМ, принято относить к ЭКГ–системам 1–го и 2–го поколения.

Для обозначения новых диагностических систем, базирующихся на новых методах сбора, обработки и изображения ЭКГ–сигнала, используется понятие электрокардиографии 3–го и 4–го поколения. Эти современные ЭКГ–системы являются отражением достигнутых больших успехов методов математического описания и обработки измеренных данных с использованием в анализе более сложных и содержательных характеристик и параметров, новым графическим представлением полученных результатов. Среди них в первую очередь необходимо

выделить электрокардиографическое картирование и электрокардиографию высокого разрешения (ЭКГ ВР).

На сегодняшний день развитие новых методов оценки функций сердца, связанных с его электрической активностью, достигло уровня широкого проникновения в клинику и, что не менее важно, стало использоваться в исследованиях действия различных фармакологических средств, прежде всего в оценке их противоаритмических и аритмогенных свойств.

. В компьютерных электрокардиографических системах 3-го поколения интерпретация данных осуществляется с использованием методов, которые в значительной степени основаны на эмпирических наблюдениях, хотя в них пространственная форма электрического поля сердца нередко трактуется с позиций электродинамики.

В перспективных компьютерных электрокардиографических системах 4-го поколения реализуется более строго биофизически обоснованный подход к параметризации кардиоэлектрического потенциала, требующий специального преобразования измеренных сигналов отведений на основе дополнительных сведений о физической структуре сердца и тела.

Современные достижения физики, микроэлектроники и вычислительной техники произвели подлинную техническую революцию в методах исследования и построения медицинской аппаратуры для диагностики и терапии. Развитие оптических квантовых генераторов, интегральной схемотехники, средств хранения, отображения и обработки информации с использованием микропроцессорной техники, разработка новых сенсорных элементов и новых технологий определило существенный скачек по внедрению в медицинскую практику значительного числа новых электронных приборов и методов обработки информации.

Среди большого числа разных приборов получения диагностической информации значительную часть занимают приборы, которые используют

биоэлектрические сигналы. Эти сигналы имеют величину и обычно сопровождаются шумами наведением. Для управления приборами обработки информации эти сигналы необходимо усилить до значения нескольких вольт.

Усилители биоэлектрических сигналов применяются при исследовании биоэлектрической активности с последующим графическим отображением исследуемых колебаний или регистрацией их на магнитных носителях с целью последующей машинной обработки и анализа накопленной информации.

Электрические потенциалы возникают не только в нервных тканях и скелетных мышцах, но и во многих других органах и тканях: головном мозге, сетчатке глаза, костном мозге, железах внутренней и внешней секреции. Биоэлектрические процессы в организме являются источником диагностической информации о состоянии и деятельности тканей и органов. Регистрация потенциалов, возникающих на поверхности тела, может производиться длительно и многократно без каких-либо болезненных ощущений или вредного воздействия на организм. Это важное достоинство, наряду с большой информативностью, явилось одной из причин широкого распространения биоэлектрических методов исследования, которые используются во всех областях медицинской науки и практики: кардиологии, невропатологии, психиатрии, хирургии и т.д.

Современная диагностика сердечных заболеваний не может обойтись без электрокардиографического исследования, представляющего собой анализ зарегистрированной кривой изменения биопотенциалов сердца.

ГЛАВА I. БИОФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИИ.

1.1 Физические основы электрокардиографии

В современной медицинской практике для изучения электрической активности сердца используется метод электрокардиографии.

Экспериментальные данные показывают, что процесс распространения возбуждения по различным частям сердца сложен. Скорости распространения возбуждения варьируются в сердце по направлению и величине. В стенках предсердий возбуждение распространяется со скоростью 30 - 80 см/с, в атриовентрикулярном узле оно задерживается до 2 - 5 см/с, в пучке Гиса скорость максимальна - 100 - 140 см/с.

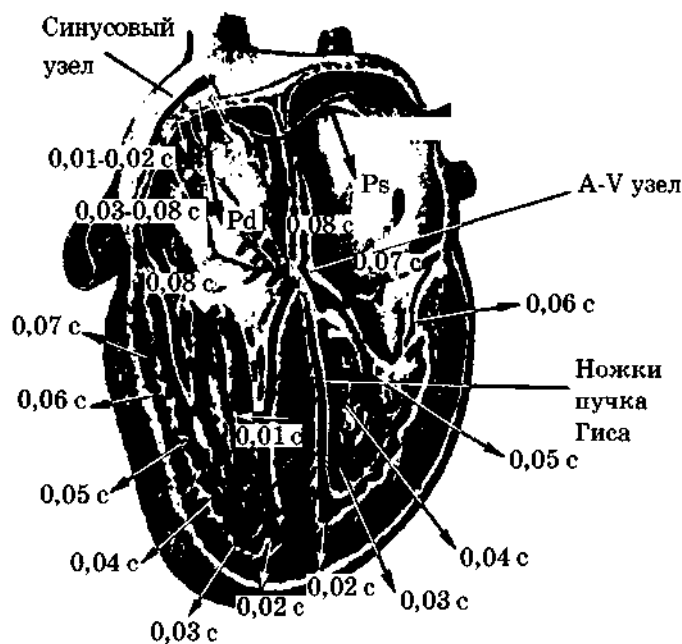


Рисунок 1.1 - Последовательность распространения волны возбуждения по отделам сердца. Стрелки указывают направления и времена прихода возбуждения в данный участок сердечной мышцы

В результате длины волн возбуждения:

$$\lambda = RV, \quad (1.1)$$

где R - период рефрактерности, в различных отделах системы проведения возбуждения также будут различаться: так в предсердиях $\lambda \approx 12 \text{ см}$, в атриовентрикулярном узле $\lambda \approx 0.6 \text{ см}$, в ножках пучка Гиса $\lambda \approx 30 \text{ см}$ [1].

Слово "электрокардиограмма" с латинского языка дословно переводится следующим образом:

ЭЛЕКТРО - электрические потенциалы;

КАРДИО - сердце;

ГРАММА - запись.

Следовательно, электрокардиограмма - это запись электрических потенциалов (электроимпульсов) сердца.

Сердце работает в нашем организме под руководством собственного водителя ритма, который вырабатывает электрические импульсы и направляет их в проводящую систему.

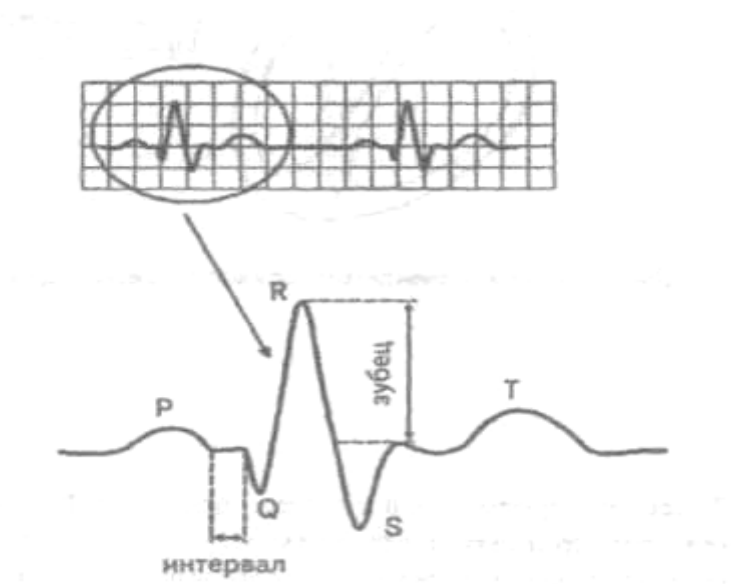


Р и с . 1.2 . Синусовый узел

Расположен водитель ритма сердца в правом предсердии в месте слияния полых вен, т.е. в синусе, и поэтому назван синусовым узлом, а импульс возбуждения, исходящий из синусового узла, называется соответственно синусовым импульсом.

У здорового человека синусовый узел вырабатывает электрические импульсы с частотой 60-90 в мин, равномерно посылая их по проводящей системе сердца. Следуя по ней, эти импульсы охватывают возбуждением прилегающие к проводящим путям отделы миокарда и регистрируются графически на ленте как кривая линия ЭКГ. Следовательно,

электрокардиограмма - это графическое отображение (регистрация) прохождения электрического импульса по проводящей системе сердца.



Р и с .1.3 Лента Э К Г : зубцы и интервалы

Прохождение импульса по проводящей системе сердца графически записывается по вертикали в виде пиков - подъемов и спадов кривой линии. Эти пики принято называть зубцами электрокардиограммы и обозначать латинскими буквами P, Q, R, S и T.

Помимо регистрации зубцов, на электрокардиограмме по горизонтали записывается время, в течение которого импульс проходит по определенным отделам сердца. Отрезок на электрокардиограмме, измеренный по своей продолжительности во времени (в секундах), называют интервалом.



Р и с .1.4 Зубец P - возбуждение предсердий.

Электрический потенциал, выйдя за пределы синусового узла, охватывает возбуждением прежде всего правое предсердие, в котором находится синусовый узел. Так на ЭКГ записывается пик возбуждения правого предсердия.



Рис.1.5. Возбуждение левого предсердия и его графическое изображение

Далее, по проводящей системе предсердий, а именно по межпредсердному пучку Бахмана, электроимпульс переходит на левое предсердие и возбуждает его. Этот процесс отображается на ЭКГ пиком возбуждения левого предсердия. Его возбуждение начинается в то время,

когда правое предсердие уже охвачено возбуждением, что хорошо видно на рисунке.



Рис. 5. Зубец Р

Рис. 1.6 Зубец Р.

Отображая возбуждения обоих предсердий, электрокардиографический аппарат суммирует оба пика возбуждения и записывает графически на ленте зубец Р. Таким образом, зубец Р представляет собой суммационное отображение прохождения синусового импульса по проводящей системе предсердий и поочередное возбуждение сначала правого (восходящее колено зубца Р), а затем левого (нисходящее колено зубца Р) предсердий.

Одновременно с возбуждением предсердий импульс, выходящий из синусового узла, направляется по нижней веточке пучка Бахмана к атриовентрикулярному (предсерд-ножелудочковому) соединению. В нем происходит физиологическая задержка импульса (замедление скорости его проведения). Проходя по атриовентрикулярному соединению, электрический импульс не вызывает возбуждения прилежащих слоев, поэтому на электрокардиограмме пики возбуждения не записываются. Регистрирующий электрод вычерчивает при этом прямую линию, называемую изо-электрической линией. Оценить прохождение импульса по атриовентрикулярному соединению можно во времени (за сколько секунд импульс проходит это соединение). Таков генез интервала Р-Q.

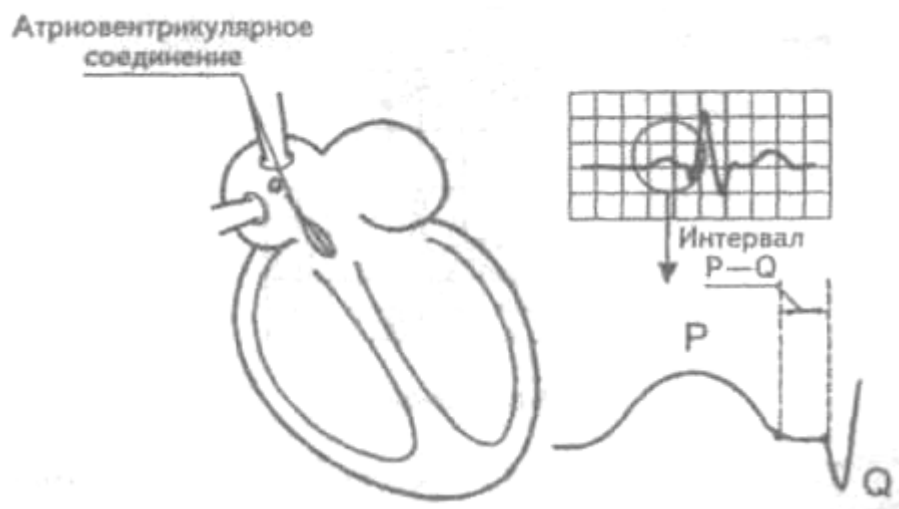


Рис. 1.7. Интервал P-Q

Продолжая свой путь по проводящей системе сердца, электрический импульс достигает проводящих путей желудочков, представленных пучком Гиса, проходит по этому пучку, возбуждая при этом миокард желудочков.

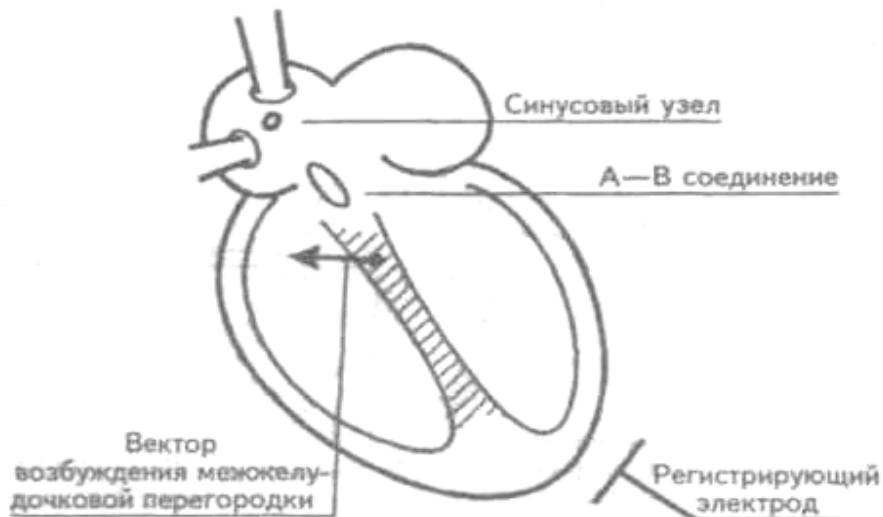


Рис. 1.8 Возбуждение межжелудочковой перегородки (зубец Q)

Этот процесс отображается на электрокардиограмме формированием желудочкового комплекса QRS. Следует отметить, что желудочки сердца возбуждаются в определенной последовательности. Сначала, в течение 0,03 с возбуждается межжелудочковая перегородка. Процесс ее

возбуждения приводит к формированию на кривой ЭКГ зубца Q. Затем возбуждается верхушка сердца и прилегающие к ней области. Так на ЭКГ появляется зубец R. Время возбуждения верхушки в среднем равно 0,05 с.

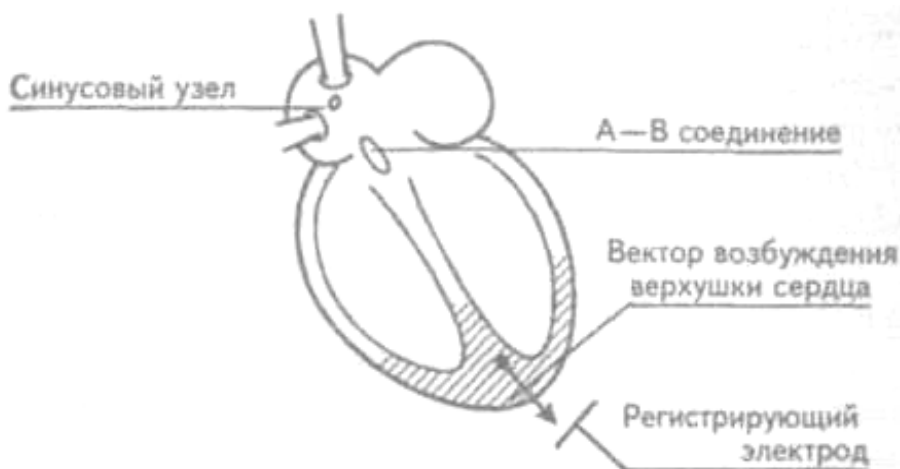


Рис. 1.9. Возбуждение верхушки сердца (зубец R)

И в последнюю очередь возбуждается основание сердца. Следствием этого процесса является регистрация на ЭКГ зубца S. Продолжительность возбуждения основания сердца составляет около 0,02



Рис. 1.10. Возбуждение основания сердца (зубец S)

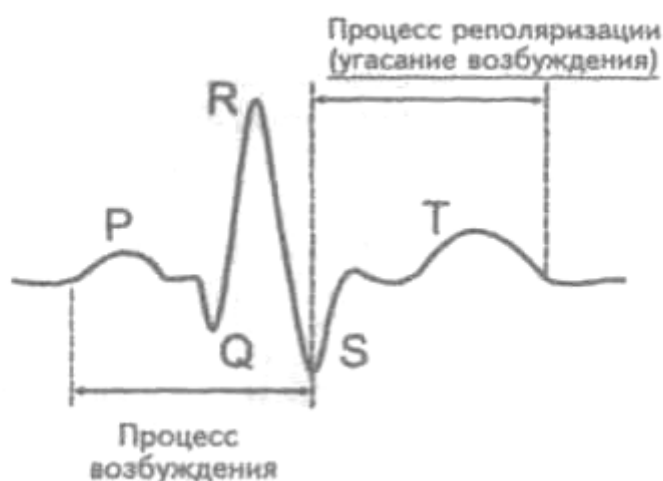
Вышеназванные зубцы Q, R и S образуют единый желудочковый комплекс QRS продолжительностью 0,10 с.

Охватив возбуждением желудочки, импульс, начавший путь из синусового узла, угасает, потому что клетки миокарда не могут долго

"оставаться возбужденными. В них начинаются процессы восстановления своего первоначального состояния, бывшего до возбуждения.

Процессы угасания возбуждения и восстановление исходного состояния миокардиоцитов также регистрируются на ЭКГ.

Электрофизиологическая сущность этих процессов очень сложна, здесь большое значение имеет быстрое вхождение ионов хлора в возбужденную клетку, согласованная работа калий-натриевого насоса, имеют место фаза быстрого угасания возбуждения и фаза медленного угасания возбуждения и др. Все сложные механизмы этого процесса объединяют обычно одним понятием - процессы реполяризации. Для нас же самое главное то, что процессы реполяризации отображаются графически на ЭКГ отрезком S-T и зубцом T.



Р и с .1.11 П р о ц е с с ы возбуждения и реполяризации миокарда

Для запоминания величины (высоты или глубины) основных зубцов необходимо знать: все аппараты, регистрирующие ЭКГ, настроены таким образом, что вычерчиваемая в начале записи контрольная кривая равна по высоте 10 мм, или 1 милливольту (mV) .



Рис. 1.12 . Контрольная кривая и высота основных зубцов ЭКГ

Традиционно все измерения зубцов и интервалов принято производить во втором стандартном отведении, обозначаемом римской цифрой II. В этом отведении высота зубца R в норме должна быть равна 10 мм, или 1 mV.

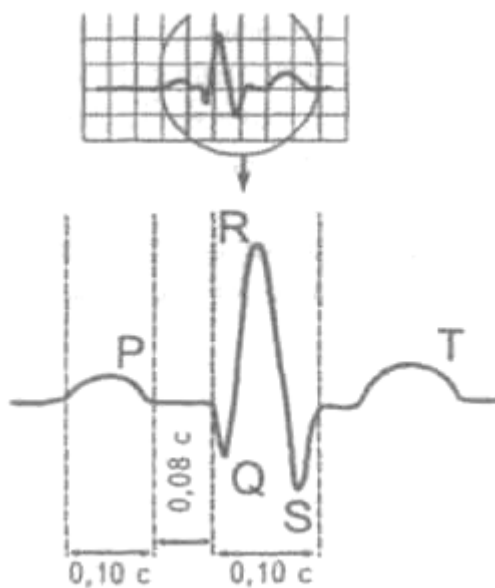


Рис. 1.13 . Время на ЭКГ ленте

Высота зубца T и глубина зубца S должны соответствовать 1/2-1/3 высоты зубца R или 0,5-0,3 mV. Высота зубца P и глубина зубца Q будут равны 1/3-1/4 от высоты зубца R или 0,3-0,2 mV.

В электрокардиографии ширину зубцов принято измерять не в миллиметрах, а в секундах, например, ширина зубца Р равняется 0,10 с. Эта особенность возможна потому, что запись ЭКГ производят на постоянной скорости протяжки ленты. Так, при скорости лентопротяжного механизма 50 мм/с, каждый миллиметр будет равен 0,02 с.

1.2. Электрическая схема замещения биополе

Полное описание электрического состояния сердца, математическое описание распределения мембранных потенциалов по всему объему сердца в каждой клетке и описание изменения этих потенциалов во времени невозможно. Поэтому, в соответствии с принципом эквивалентного генератора, сердце заменяют эквивалентным генератором тока, электрическое поле которого близко по свойствам электрическому полю, созданному сердцем.

Токовый генератор с электродвижущей силой не имеет большое внутреннее сопротивление $r > R$, что созданный им ток $I = \varepsilon / (r + R)$ не зависит от сопротивления нагрузки R (рис.):

$$I \approx \varepsilon / r. (1.2)$$

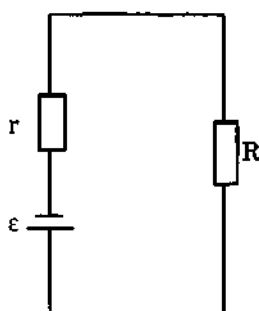


Рисунок 1.14- Генератор тока

Для расчета потенциалов электрического поля, созданного генератором тока в однородной проводящей среде, генератор представляют в виде токового электрического диполя - системы из положительного и отрицательного полюса (источка и стока электрического тока),

расположенных на небольшом расстоянии l друг от друга. Важнейший параметр токового диполя - дипольный момент $D = Il$.

Вектор \vec{D} направлен от "—" к "+", от стока к истоку, то есть по направлению электрического тока во внутренней цепи генератора тока. Если в условиях опыта l можно считать пренебрежимо малым $l \rightarrow 0$, то диполь называется точечным.

Для расчета потенциалов электрического поля токового диполя сначала рассматривается поле униполя - отдельно рассматриваемого одного из полюсов диполя [1].

Потенциал электрического поля униполя (рис. 1.15) можно рассчитать на основе закона Ома в дифференциальной форме.

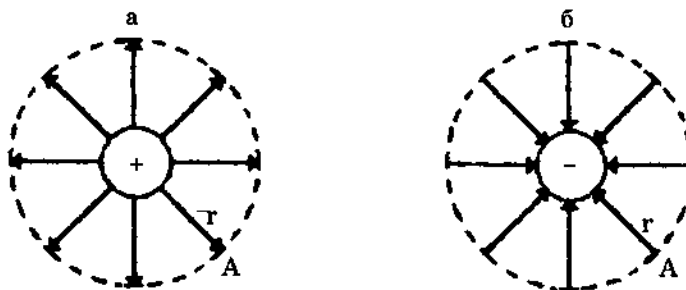


Рисунок 1.15 - К расчету потенциала электрического поля

униполя: а - истока; б – стока

Плотность электрического тока j , то есть электрический ток через единицу площади: $j = I / S$, согласно закону Ома:

$$j = -\frac{1}{\rho} \cdot \frac{d\varphi}{dr}, \quad (1.3)$$

где ρ - удельное сопротивление среды, в которой работает токовый генератор;

φ - потенциал электрического поля;

r - расстояние от униполю.

С другой стороны, по определению

$$j = \frac{I}{4\pi r^2}, \quad (1.4)$$

где I - ток, генерируемый генератором тока;

$4\pi r^2$ - площадь сферы радиуса r , через которую течет ток I .

Из (1.15) и (1.16) следует:

$$\frac{I}{4\pi r^2} = -\frac{1}{\rho} \cdot \frac{d\varphi}{dr}. \quad (1.5)$$

Отсюда:

$$d\varphi = \frac{I}{4\pi r^2} \rho dr. \quad (1.6)$$

Считая проводящую среду безгранично большой по сравнению с размером диполя и интегрируя (1.7) от ∞ до r , можно найти потенциал φ_a точки A , отстоящей от униполю на расстоянии r :

$$\varphi_a = \int_{\infty}^r d\varphi = -\int_{\infty}^r \frac{I}{4\pi r^2} \rho dr = -\frac{\rho I}{4\pi} \int_{\infty}^r \frac{dr}{r^2} = -\frac{\rho I}{4\pi} \left(-\frac{1}{r} \right) \Big|_{\infty}^r = \frac{\rho I}{4r\pi} \Big|_{\infty}^r = \frac{\rho I}{4\pi r}. \quad (1.7)$$

Это выражение для потенциала электрического поля положительного униполю (источка). В этом случае интегрирование производится от ∞ до r , так как при $r \rightarrow \infty$ $\varphi = 0$, потенциал уменьшается по направлению тока. Для поля отрицательного униполю (стока) потенциал

$$\varphi_a = -\frac{\rho I}{4\pi r}. \quad (1.8)$$

Для электрического поля диполя потенциал φ_a складывается из потенциалов электрических полей, создаваемых униполями обоего знака + (истока) и - (стока):

$$\varphi_a = \frac{\rho l}{4\pi r_1} - \frac{\rho l}{4\pi r} = \frac{\rho l}{4\pi} \cdot \frac{(r - r_1)}{r_1 \cdot r}, \quad (1.9)$$

где r - расстояние от положительного полюса;

r_1 - от отрицательного полюса диполя.

Если $l \ll r$ (диполь точечный), можно принять (рис. 1.4)

$$r \cdot r_1 \approx r^2, \quad r - r_1 = l \cos \theta, \quad (1.10)$$

где θ - угол между вектором \vec{D} и направлением от диполя к точке А.

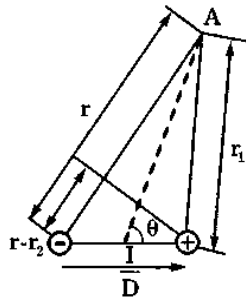


Рисунок 1.16 - К расчету потенциала электрического поля диполя

Подставив (1.10) в (1.9), получим

$$\varphi_a = \frac{\rho l}{4\pi r^2} \cos \theta = \frac{\rho D}{4\pi r^2} = kD \cos \theta, \quad (1.11) \text{ где } D = l;$$

$$k = \frac{\rho}{4\pi r^2}.$$

Разность потенциалов двух точек поля, созданного токовым диполем (рис. 1.5):

$$\Delta\varphi = \varphi_a - \varphi_B = kD \cos \theta_a - kD \cos \theta_B = kD(\cos \theta_a - \cos \theta_B), \quad (1.12)$$

если точки А и В находятся на одинаковом расстоянии r от диполя.

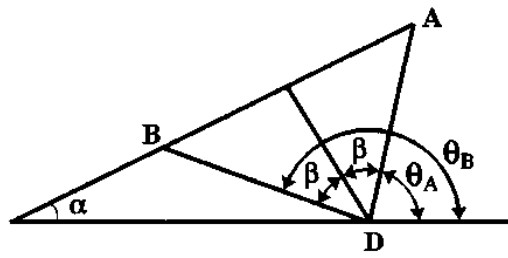


Рисунок 1.17 - К расчету разности потенциалов электрического поля диполя

Согласно формулам тригонометрии, можно показать, что

$$\Delta\varphi = \varphi_A - \varphi_B = 2k \sin \beta \cdot D \cos \alpha . \quad (1.13)$$

Введя коэффициент пропорциональности

$$K = \frac{\rho}{2\pi r^2} \sin \beta , \quad (1.16)$$

получим:

$$\Delta\varphi = KD \cos \alpha = KD_{AB} , \quad (1.17)$$

где D_{AB} - проекция вектора \vec{D} на прямую АВ [1].

Разность потенциалов $\Delta\varphi$ электрического поля диполя тем больше, чем больше удельное сопротивление проводящей среды ρ и ближе точки А и В к диполю (чем меньше r) и чем больше β (чем больше расстояние между точками А и В).

Таким образом, разность потенциалов двух точек поля точечного электрического диполя, расположенных на одинаковом расстоянии от диполя, пропорциональна проекции дипольного момента на прямую, на которой лежат эти точки.

Исследуя изменения разности потенциалов на поверхности человеческого тела, можно судить о проекциях дипольного момента сердца, следовательно, о биопотенциалах сердца. Эта идея положена в основу модели голландского ученого Эйтховена - создателя электрокардиографии. Основные постулаты этой модели:

1) электрические поле сердца представляется как электрическое поле точечного токового диполя с дипольным моментом \vec{E} , называемым интегральным электрическим вектором сердца (ИЭВС) (складывается из диполей разных частей сердца: $\vec{E} = \sum D$);

2) ИЭВС находится в однородной изотропной проводящей среде, которой являются ткани организма;

3) интегральный электрический вектор сердца \vec{E} меняется по величине и направлению. Его начало неподвижно и находится в атриовентрикулярном узле, а конец описывает сложную пространственную кривую, проекция которой на фронтальную плоскость образует за цикл сердечной деятельности (в норме) три петли: P, QRS и T [2]. Очевидно, в этом случае в разных точках поверхности грудной клетки человека в некоторый момент времени будут возникать различные по величине и знаку электрические потенциалы. В следующий момент времени распределение этих потенциалов на поверхности тела изменится.

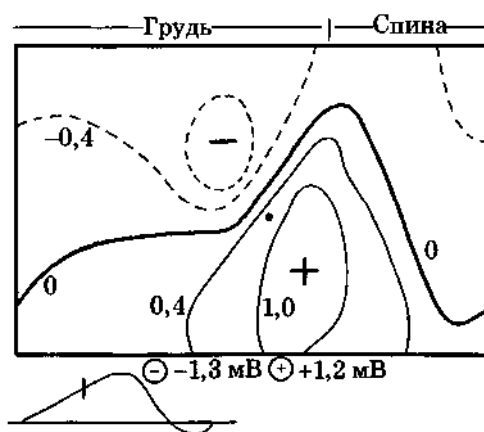


Рисунок 1.18 - Распределение (карта) электрических потенциалов на поверхности тела в момент формирования комплекса QRS. Приблизительно 2/3 карты соответствуют грудной поверхности, а оставшаяся треть справа - спине. Распределение потенциалов показано для некоторого одного момента времени, отмеченного черточкой на комплексе QRS опорной ЭКГ, показанной внизу. Сплошными линиями отмечены изопотенциальные кривые для положительных потенциалов, прерывистыми - для отрицательных. Толстой линией отмечена кривая нулевого потенциала.

Значения наибольшего и наименьшего потенциалов, наблюдающиеся в данный момент времени, приведены снизу под картой, а положения максимума и минимума отмечены на карте большими знаками "+" и "-". Возникновение такого распределения можно объяснить, полагая, что области отрицательного потенциала проецируются на те участки стенки желудочков сердца, которые уже возбуждены, а положительные потенциалы - на участки стенки, где продолжает развиваться возбуждение. Изменение величины и направления вектора \vec{E} за один цикл сокращения сердца объясняется последовательностью распространения волн возбуждения по сердцу: волна начинает распространяться от синусового узла по предсердиям (петля P), атриовентрикулярному узлу, по ножкам пучка Гиса к верхушке сердца и далее охватывает сократительные структуры к базальным отделам (комплекс QRS). Петле T соответствует фаза реполяризации кардиомиоцитов. Эйнтховен предложил измерять разности потенциалов между двумя из трех точек, представляющих вершины равностороннего треугольника, в центре которого находится начало ИЭВС (рис. 1.7).

В практике электрокардиографии разности потенциалов измерялись между левой рукой (ЛР) и правой рукой (ПР) - I отведение, между левой ногой (ЛН) и правой рукой (ПР) - II отведение, между левой ногой (ЛН) и

левой рукой (ЛР) - III отведение. Руки и ноги рассматривались как проводники, отводящие потенциалы от вершин треугольника Эйнтховена.

Предполагается, что расстояния от центра треугольника Эйнтховена до вершин одинаково, и поэтому для расчета разности потенциалов каждого отведения можно воспользоваться формулой (1.15):

$$\text{I отведение: } \Delta\varphi_I = \varphi_{лр} - \varphi_{лп} = KE_I. \quad (1.16)$$

$$\text{II отведение: } \Delta\varphi_{II} = \varphi_{лк} - \varphi_{лр} = KE_{II}. \quad (1.17)$$

$$\text{III отведение: } \Delta\varphi_{III} = \varphi_{лк} - \varphi_{лп} = KE_{III}. \quad (1.18)$$

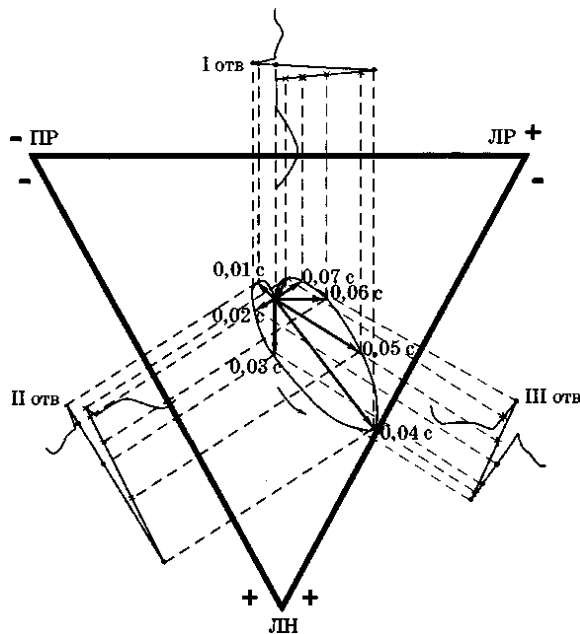


Рисунок 1.19 - Схема регистрации комплекса QRS электрокардиограммы в трех стандартных отведениях. Знаки + и - соответствуют знакам на осях ЭКГ в соответствующих отведениях

Разность потенциалов i -го отведения прямо пропорциональна проекции E_i интегрального электрического вектора сердца \vec{E} на линию этого отведения [1].

1.3 Гармонический спектр электрокардиограммы

Электрокардиограмма - это график временной зависимости разности потенциалов в соответствующем отведении, а значит и временной зависимости проекции ИЭВС на линию отведения.

Электрокардиограмма представляет собой сложную кривую с, соответственно петлям, пятью зубцами P, Q, R, S, T и тремя интервалами нулевого потенциала. Для любого выбранного момента времени направление и модуль интегрального электрического вектора сердца имеют определенную величину, но проекции этого вектора на три отведения различны. Поэтому ЭКГ в I, во II и в III отведениях имеют разные амплитуды и конфигурации одноименных зубцов.

Гармонический спектр электрокардиограммы (набор простых синусоидальных колебаний, на которые, согласно теореме Фурье, можно разложить сложное колебание), в основном содержит частоты от 0 до 100 Гц [3].

Три отведения не дают полной информации о работе сердца. Поэтому современная кардиология использует 12 стандартных отведений и ряд специальных.

В научных исследованиях разработана более точная мульти-полная модель сердца, учитывающая то, что сердце имеет конечные размеры. В этой модели сердце представляется не одним, а многими диполями.

ЭКГ регистрируют на различной скорости. Обычно скорость движения бумаги составляет 25 мм/сек. При этом 1 мм кривой равен 0,04 сек. Иногда для более детальной записи используют скорость 50 и даже 100 мм/сек. При длительной регистрации ЭКГ для экономии бумаги используют меньшую скорость – от 2,5 до 10 мм/сек [3]. Каждая клетка миокарда представляет собой маленький электрический генератор, который разряжается и заряжается при прохождении волны возбуждения. ЭКГ

является отражением суммарной работы этих генераторов и показывает процессы распространения электрического импульса в сердце. В норме электрические импульсы автоматически генерируются в небольшой группе клеток, расположенных в предсердиях и называемых синоатриальным узлом. Поэтому нормальный ритм сердца называется синусовым. Когда электрический импульс, возникая в синусовом узле, проходит по предсердиям на электрокардиограмме появляется зубец Р. Далее импульс через атриовентрикулярный (АВ) узел распространяется на желудочки по пучку Гиса. Клетки АВ-узла обладают более медленной скоростью проведения и поэтому между зубцом Р и комплексом, отражающим возбуждение желудочков, имеется промежуток. Расстояние от начала зубца Р до начала зубца Q называется интервал PQ. Он отражает проведение между предсердиями и желудочками и в норме составляет 0,12-0,20 сек. Потом электрический импульс распространяется по проводящей системе сердца, состоящей из правой и левой ножек пучка Гиса и волокон Пуркинье, на ткани правого и левого желудочка. На ЭКГ это отражается несколькими отрицательными и положительными зубцами, которые называются комплексом QRS. В норме длительность его составляет до 0,09 сек. Далее кривая вновь становится ровной, или как говорят врачи, находится на изолинии. Затем в сердце происходит процесс восстановления исходной электрической активности, называемый реполяризацией, что находит отражение на ЭКГ в виде зубца Т и иногда следующего за ним небольшого зубца U. Расстояние от начала зубца Q до конца зубца Т называется интервалом QT. Он отражает так называемую электрическую систолу желудочков. По нему врач может судить о продолжительности фазы возбуждения, сокращения и реполяризации желудочков.

ЭКГ является ценным диагностическим инструментом. По ней можно оценить источник (так называемый водитель) ритма, регулярность

сердечных сокращений, их частоту. Все это имеет большое значение для диагностики различных аритмий. По продолжительности различных интервалов и зубцов ЭКГ можно судить об изменениях сердечной проводимости. Изменения конечной части желудочкового комплекса (интервал ST и зубец T) позволяют врачу определить наличие или отсутствие ишемических изменений в сердце (нарушение кровоснабжения). При этом стоит помнить о том, что ЭКГ, снятая в покое, не всегда выявляет ишемические изменения в миокарде [4].

Важным показателем ЭКГ является амплитуда зубцов. Увеличение ее говорит о гипертрофии соответствующих отделов сердца, которая наблюдается при некоторых заболеваниях сердца и при гипертонической болезни. На типичной кардиограмме здорового человека в отведении I имеются три направленных вверх зубца P, R, T и два зубца, направленных вниз - Q, S (рис. 1.8).

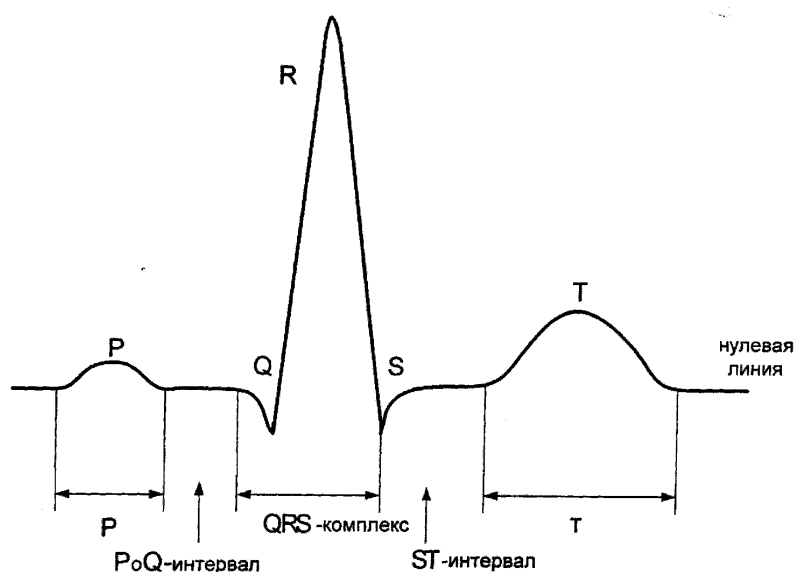


Рисунок 1.20 – Электрокардиограмма в отведении I

Наибольшую амплитуду имеет зубец R - от 1 до 2 мВ, амплитуда зубца P находится в пределах от 0,1 до 0,15 мВ, а зубца T - от 0,5 до 0,6 мВ.

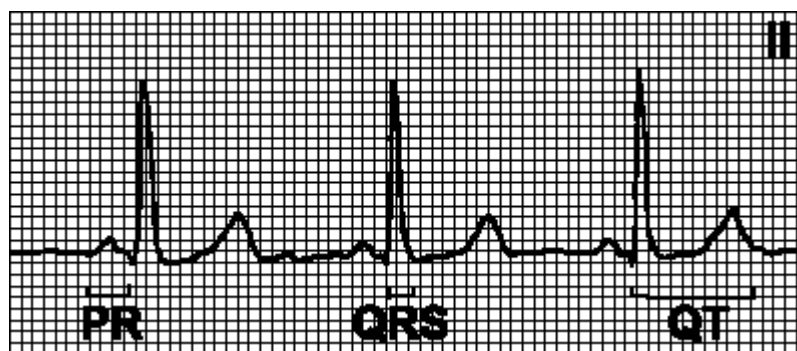
Определение электрической оси сердца. Направление электрической оси сердца примерно соответствует направлению наибольшего суммарного вектора деполяризации желудочков. Для определения направления электрической оси сердца необходимо подсчитать алгебраическую сумму зубцов амплитуды комплекса QRS в отведениях I, II и aVF (из амплитуды положительной части комплекса вычесть амплитуду отрицательной части комплекса) и далее руководствоваться.

А. Причины отклонения электрической оси сердца вправо: ХОЗЛ, легочное сердце, гипертрофия правого желудочка, блокада правой ножки пучка Гиса, боковой инфаркт миокарда, блокада задней ветви левой ножки пучка Гиса, отек легких, декстрокардия, синдром WPW. Бывает в норме. Сходная картина наблюдается при неправильном наложении электродов.

Б. Причины отклонения электрической оси сердца влево: блокада передней ветви левой ножки пучка Гиса, нижний инфаркт миокарда, блокада левой ножки пучка Гиса, гипертрофия левого желудочка, дефект межпредсердной перегородки типа ostium primum, ХОЗЛ, гиперкалиемия. Бывает в норме.

В. Причины резкого отклонения электрической оси сердца вправо: блокада передней ветви левой ножки пучка Гиса на фоне гипертрофии правого желудочка, блокада передней ветви левой ножки пучка Гиса при боковом инфаркте миокарда, гипертрофия правого желудочка, ХОЗЛ.

IV. Анализ зубцов и интервалов. Интервал ЭКГ — промежуток от начала одного зубца до начала другого зубца. Сегмент ЭКГ — промежуток от конца одного зубца до начала следующего зубца. При скорости записи 25 мм/с каждая маленькая клеточка на бумажной ленте соответствует 0,04 с.



А. Нормальная ЭКГ в 12 отведениях

1. Зубец Р. Положителен в отведениях I, II, aVF, отрицателен в aVR, может быть отрицательным или двухфазным в отведениях III, aVL, V₁, V₂.

2. Интервал PQ. 0,12—0,20 с.

3. Комплекс QRS. Ширина — 0,06—0,10 с. Небольшой зубец Q (ширина < 0,04 с, амплитуда < 2 мм) бывает во всех отведениях кроме aVR, V₁ и V₂. Переходная зона грудных отведений (отведение, в котором амплитуды положительной и отрицательной части комплекса QRS одинаковы) обычно находится между V₂ и V₄.

4. Сегмент ST. Обычно на изолинии. В отведениях от конечностей в норме возможны депрессия до 0,5 мм, подъем до 1 мм. В грудных отведениях возможен подъем ST до 3 мм выпуклостью вниз (синдром ранней реполяризации желудочков, см).

5. Зубец Т. Положителен в отведениях I, II, V₃—V₆. Отрицателен в aVR, V₁. Может быть положительным, уплощенным, отрицательным или двухфазным в отведениях III, aVL, aVF, V₁ и V₂. У здоровых молодых людей бывает отрицательный зубец Т в отведениях V₁—V₃ (стойкий ювенильный тип ЭКГ).

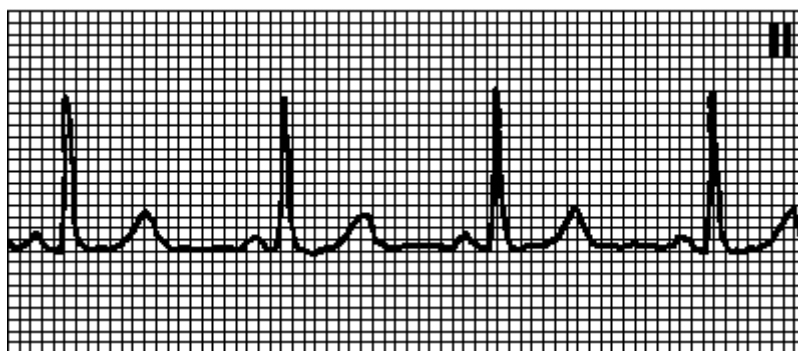
6. Интервал QT. Длительность обратно пропорциональна ЧСС; обычно колеблется в пределах 0,30—0,46 с. $QT_c = QT / \sqrt{RR}$, где QT_c — скорректированный интервал QT; в норме $QT_c \leq 0,46$ у мужчин и $\leq 0,47$ у женщин.

Ниже приводятся некоторые состояния, для каждого из которых указаны характерные ЭКГ-признаки. Нужно, однако, иметь в виду, что ЭКГ-критерии не обладают стопроцентной чувствительностью и специфичностью, поэтому перечисленные признаки могут быть выявлены порознь или в разных сочетаниях либо отсутствовать вовсе.

Анализ ритма

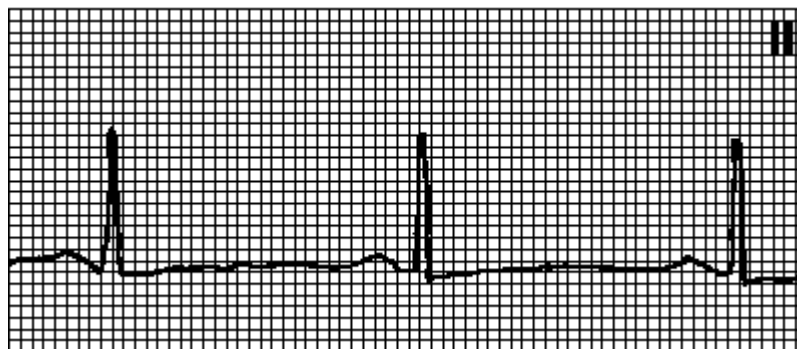
А. ЧСС $< 100 \text{ мин}^{-1}$: отдельные виды аритмий -см.

1. Нормальный синусовый ритм. Правильный ритм с ЧСС $60\text{—}100 \text{ мин}^{-1}$. Зубец Р положителен в отведениях I, II, aVF, отрицателен в aVR. За каждым зубцом Р следует комплекс QRS (в отсутствие АВ-блокады). Интервал PQ $\geq 0,12 \text{ с}$ (в отсутствие дополнительных путей проведения).

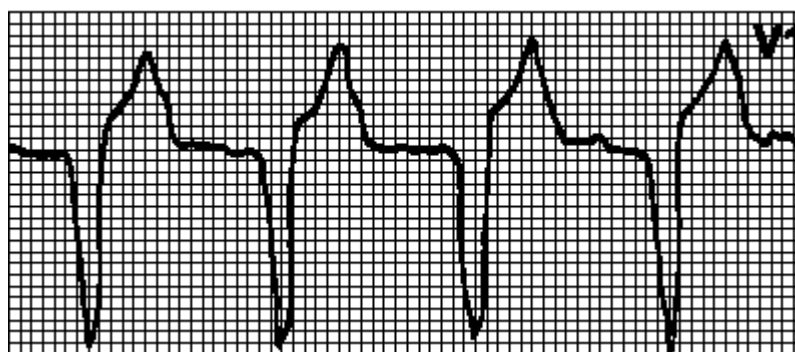


2. Синусовая брадикардия. Правильный ритм. ЧСС $< 60 \text{ мин}^{-1}$. Синусовые зубцы Р. Интервал PQ $\geq 0,12 \text{ с}$. Причины: повышение парасимпатического тонуса (часто — у здоровых лиц, особенно во время сна; у спортсменов; вызванное рефлексом Бецольда—Яриша; при нижнем инфаркте миокарда или ТЭЛА); инфаркт миокарда (особенно нижний); прием лекарственных средств (бета-адреноблокаторов, верапамила, дилтиазема, сердечных гликозидов, антиаритмических средств классов Ia, Ib, Ic, амиодарона, клонидина, метилдофы, резерпина, гуанетидина, циметидина, лития); гипотиреоз, гипотермия, механическая желтуха, гиперкалиемия, повышение ВЧД, синдром слабости синусового узла. На

фоне брадикардии нередко наблюдается синусовая аритмия (разброс интервалов PP превышает 0,16 с).



6. Ускоренный идиовентрикулярный ритм. Правильный или неправильный ритм с широкими комплексами QRS ($> 0,12$ с). ЧСС 60—110 мин⁻¹. Зубцы P: отсутствуют, ретроградные (возникают после комплекса QRS) или не связанные с комплексами QRS (АВ-диссоциация). Причины: ишемия миокарда, состояние после восстановления коронарной перфузии, гликозидная интоксикация, иногда — у здоровых людей. При медленном идиовентрикулярном ритме комплексы QRS выглядят так же, но ЧСС составляет 30—40 мин⁻¹.



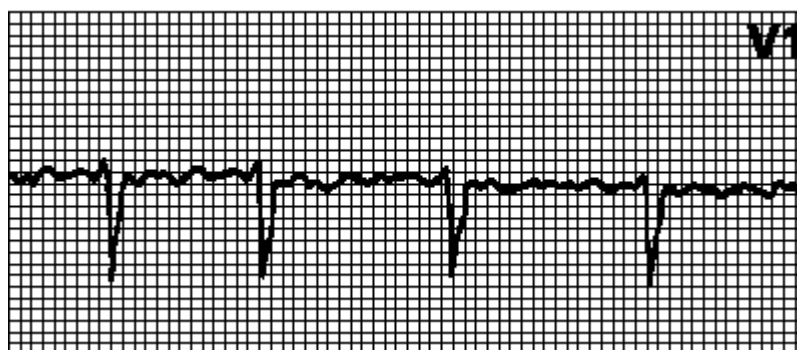
Б. ЧСС > 100 мин⁻¹: отдельные виды аритмий — см.

1. Синусовая тахикардия. Правильный ритм. Синусовые зубцы P обычной конфигурации (амплитуда их бывает увеличена). ЧСС 100—180 мин⁻¹, у молодых лиц — до 200 мин⁻¹. Постепенное начало и прекращение. Причины: физиологическая реакция на нагрузку, в том числе эмоциональную, боль, лихорадка, гиповолемия, артериальная гипотония, анемии, тиреотоксикоз, ишемия миокарда, инфаркт миокарда, сердечная

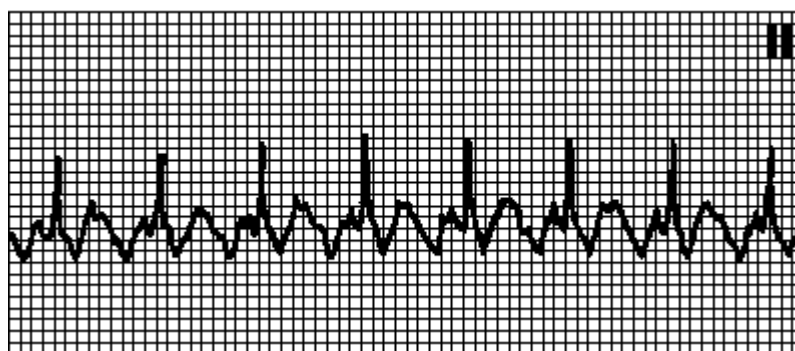
недостаточность, миокардиты, ТЭЛА, феохромоцитомы, артериовенозные фистулы, действие лекарственных и иных средств (кофеин, алкоголь, никотин, катехоламины, гидралазин, тиреоидные гормоны, атропин, аминофиллин). Тахикардия не устраняется массажем каротидного синуса.



2. Мерцательная аритмия. Ритм «неправильно неправильный». Отсутствие зубцов P, беспорядочные крупно- или мелковолновые колебания изолинии. Частота предсердных волн 350—600 мин⁻¹. В отсутствие лечения частота желудочковых сокращений — 100—180 мин⁻¹. Причины: митральные пороки, инфаркт миокарда, тиреотоксикоз, ТЭЛА, состояние после операции, гипоксия, ХОЗЛ, дефект межпредсердной перегородки, синдром WPW, синдром слабости синусового узла, употребление больших доз алкоголя, может также наблюдаться у здоровых лиц. Если в отсутствие лечения частота желудочковых сокращений мала, то можно думать о нарушенной проводимости. При гликозидной интоксикации (ускоренный АВ-узловой ритм и полная АВ-блокада) или на фоне очень высокой ЧСС (например, при синдроме WPW) ритм желудочковых сокращений может быть правильным.

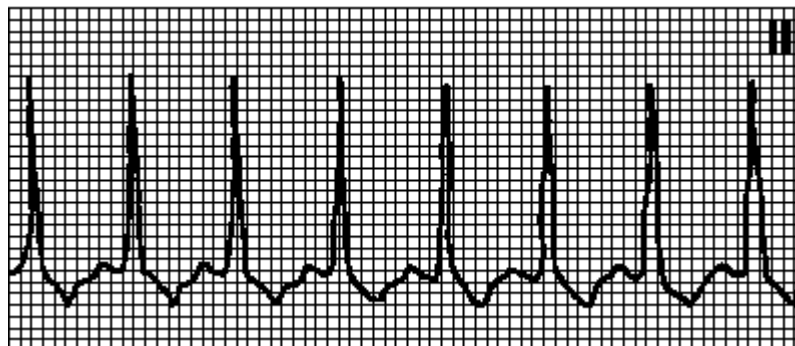


3. Трепетание предсердий. Правильный или неправильный ритм с пилообразными предсердными волнами (f), наиболее отчетливыми в отведениях II, III, aVF или V₁. Ритм часто правильный с АВ-проведением от 2:1 до 4:1, но может быть неправильным, если АВ-проведение меняется. Частота предсердных волн 250—350 мин⁻¹ при трепетании I типа и 350—450 мин⁻¹ при трепетании II типа. Причины: см. гл. 6, п. IV. При АВ-проведении 1:1 частота желудочковых сокращений может достигать 300 мин⁻¹, при этом из-за аберрантного проведения возможно расширение комплекса QRS. ЭКГ при этом напоминает таковую при желудочковой тахикардии; особенно часто это наблюдается при использовании антиаритмических средств класса Ia без одновременного назначения блокаторов АВ-проведения, а также при синдроме WPW. Мерцание-трепетание предсердий с хаотичными предсердными волнами разной формы возможно при трепетании одного предсердия и мерцании другого.



5. Ортодромная наджелудочковая тахикардия при синдроме WPW. Правильный ритм. ЧСС 150—250 мин⁻¹. Интервал RP обычно короткий, но может быть удлинён при медленном ретроградном проведении от желудочков к предсердиям. Начинается и прекращается внезапно. Обычно запускается предсердными экстрасистолами. Причины: синдром WPW, скрытые дополнительные пути проведения (см. гл. 6, п. XI.Г.2). Обычно иных поражений сердца нет, но возможно сочетание с аномалией Эбштейна, гипертрофической кардиомиопатией, пролапсом митрального клапана. Нередко эффективен массаж каротидного синуса. При мерцательной аритмии у больных с явным дополнительным

путем импульсы к желудочкам могут проводиться чрезвычайно быстро; комплексы QRS при этом широкие, как при желудочковой тахикардии, ритм неправильный. Существует опасность фибрилляции желудочков.



Полиформная предсердная тахикардия. Неправильный ритм. ЧСС $> 100 \text{ мин}^{-1}$. Несинусовые зубцы Р трех и более разных конфигураций. Разные интервалы PP, PQ и RR. Причины: у пожилых при ХОЗЛ, при легочном сердце, лечении аминофиллином, гипоксии, сердечной недостаточности, после операций, при сепсисе, отеке легких, сахарном диабете. Часто ошибочно диагностируют как мерцательную аритмию. Может перейти в мерцание/трепетание предсердий.

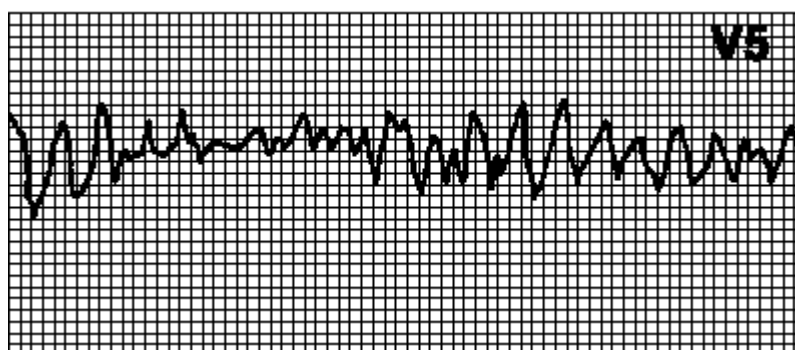


Желудочковая тахикардия. Обычно — правильный ритм с частотой $110\text{—}250 \text{ мин}^{-1}$. Комплекс QRS $> 0,12 \text{ с}$, обычно $> 0,14 \text{ с}$. Сегмент ST и зубец Т дискордантны комплексу QRS. Причины: органические поражения сердца, гипокалиемия, гиперкалиемия, гипоксия, ацидоз, лекарственные и иные средства (гликозидная интоксикация, антиаритмические средства, фенотиазины, трициклические антидепрессанты, кофеин, алкоголь, никотин), пролапс митрального клапана, в редких случаях — у здоровых

лиц. Может отмечаться АВ-диссоциация (независимые сокращения предсердий и желудочков). Электрическая ось сердца часто отклонена влево, регистрируются сливные комплексы. Может быть неустойчивой (3 и более комплекса QRS, но пароксизм длится менее 30 с) или устойчивой (> 30 с), мономорфной или полиморфной. Двухнаправленная желудочковая тахикардия (с противоположной направленностью комплексов QRS) наблюдается главным образом при гликозидной интоксикации. Описана желудочковая тахикардия с узкими комплексами QRS ($< 0,11$ с). Дифференциальный диагноз желудочковой и наджелудочковой тахикардии с aberrантным проведением — см.



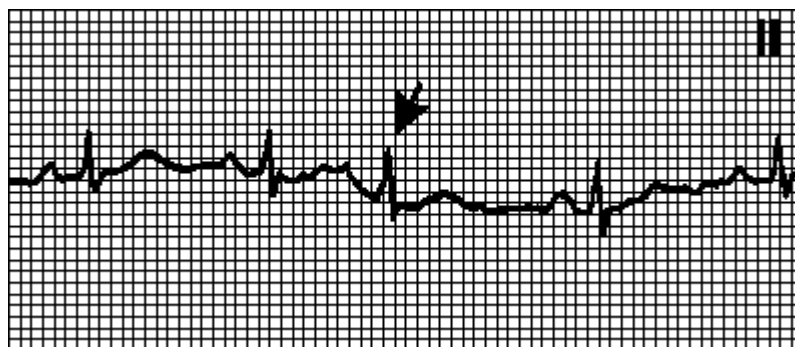
Фибрилляция желудочков. Хаотический неправильный ритм, комплексы QRS и зубцы Т отсутствуют. Причины: см. гл. 5, п. II.Б.12. В отсутствие СЛР фибрилляция желудочков быстро (в течение 4—5 мин) приводит к смерти.



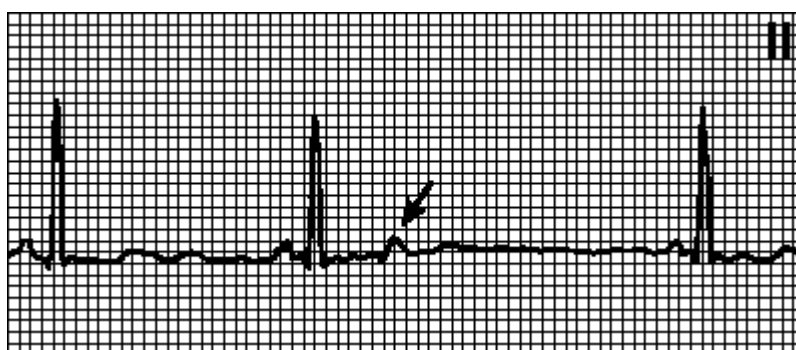
Эктопические и замещающие сокращения

1. Предсердные extrasystoles. Внеочередной несинусовый зубец P, за которым следует нормальный или aberrантный комплекс QRS.

Интервал PQ — 0,12—0,20 с. Интервал PQ ранней экстрасистолы может превышать 0,20 с. Причины: бывают у здоровых лиц, при усталости, стрессе, у курильщиков, под действием кофеина и алкоголя, при органических поражениях сердца, легочном сердце. Компенсаторная пауза обычно неполная (интервал между пред- и постэкстрасистолическим зубцами P меньше удвоенного нормального интервала PP).

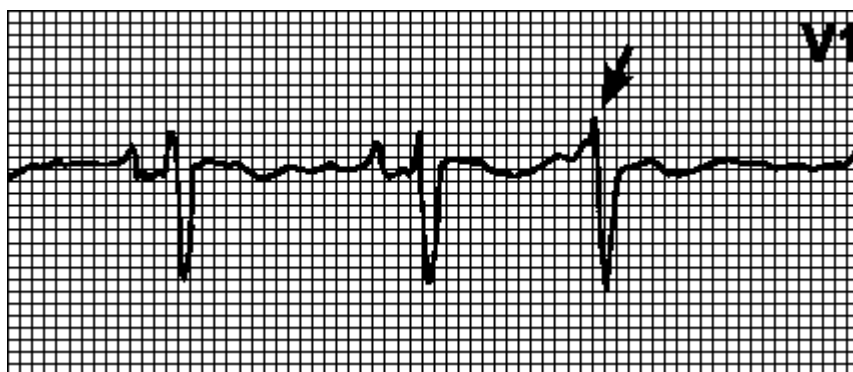


2. Блокированные предсердные экстрасистолы. Внеочередной несинусовый зубец P, за которым не следует комплекс QRS. Через АВ-узел, находящийся в периоде рефрактерности, предсердная экстрасистола не проводится. Экстрасистолический зубец P иногда наслаивается на зубец T, и распознать его трудно; в этих случаях блокированную предсердную экстрасистолу ошибочно принимают за синоатриальную блокаду или остановку синусового узла.

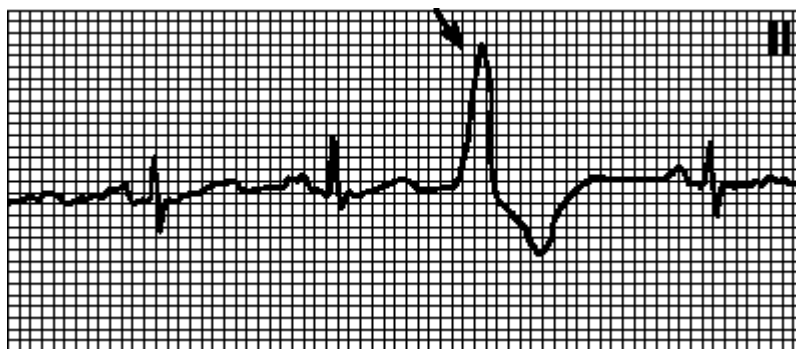


3. АВ-узловые экстрасистолы. Внеочередной комплекс QRS с ретроградным (отрицательным в отведениях II, III, aVF) зубцом P, который может регистрироваться до или после комплекса QRS либо наслаиваться на него. Форма комплекса QRS обычная; при aberrantном проведении может напоминать желудочковую экстрасистолу. Причины: бывают у

здоровых лиц и при органических поражениях сердца. Источник экстрасистолии — АВ-узел. Компенсаторная пауза может быть полной или неполной.



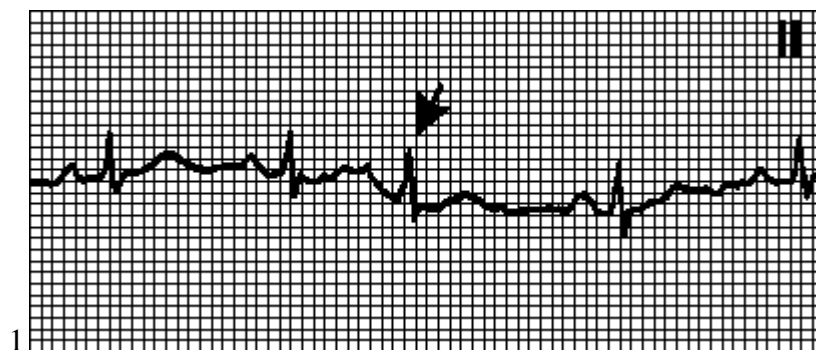
4. Желудочковые экстрасистолы. Внеочередной, широкий ($> 0,12$ с) и деформированный комплекс QRS. Сегмент ST и зубец T дискордантны комплексу QRS. Причины: см. гл. 5, п. II.Б.12. Зубец P может быть не связан с экстрасистолами (АВ-диссоциация) либо быть отрицательным и следовать за комплексом QRS (ретроградный зубец P). Компенсаторная пауза обычно полная (интервал между пред- и постэкстрасистолическим зубцами P равен удвоенному нормальному интервалу PP).



Эктопические и замещающие сокращения

1. Предсердные экстрасистолы. Внеочередной несинусовый зубец P, за которым следует нормальный или aberrантный комплекс QRS. Интервал PQ — $0,12—0,20$ с. Интервал PQ ранней экстрасистолы может превышать $0,20$ с. Причины: бывают у здоровых лиц, при усталости, стрессе, у курильщиков, под действием кофеина и алкоголя, при органических поражениях сердца, легочном сердце. Компенсаторная пауза

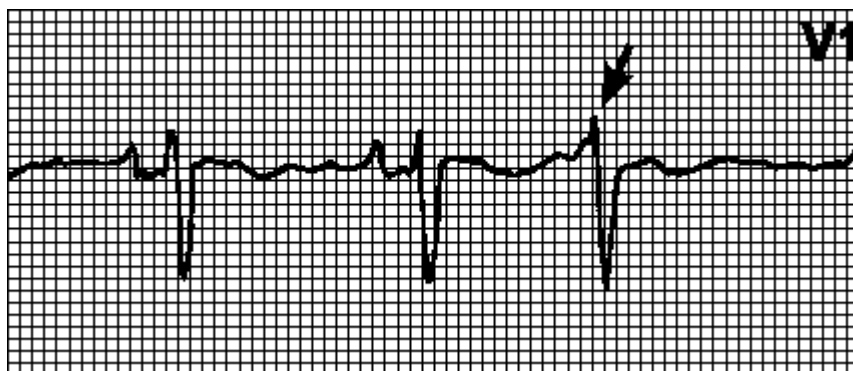
обычно неполная (интервал между пред- и постэкстрасистолическим зубцами P меньше удвоенного нормального интервала PP).



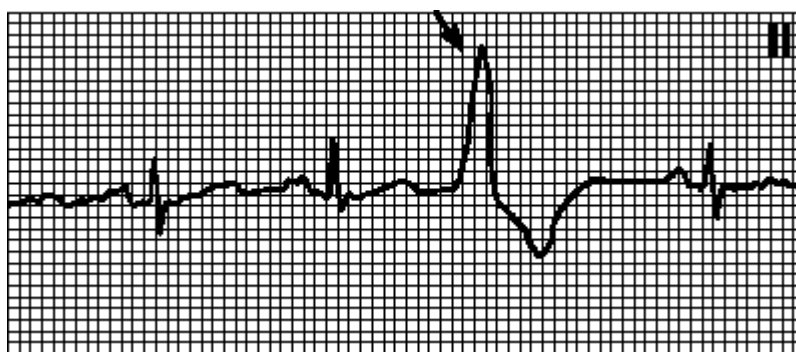
2. Блокированные предсердные экстрасистолы. Внеочередной несинусовый зубец P, за которым не следует комплекс QRS. Через АВ-узел, находящийся в периоде рефрактерности, предсердная экстрасистола не проводится. Экстрасистолический зубец P иногда наслаивается на зубец T, и распознать его трудно; в этих случаях блокированную предсердную экстрасистолу ошибочно принимают за синоатриальную блокаду или остановку синусового узла.



3. АВ-узловые экстрасистолы. Внеочередной комплекс QRS с ретроградным (отрицательным в отведениях II, III, aVF) зубцом P, который может регистрироваться до или после комплекса QRS либо наслаиваться на него. Форма комплекса QRS обычная; при aberrantном проведении может напоминать желудочковую экстрасистолу. Причины: бывают у здоровых лиц и при органических поражениях сердца. Источник экстрасистолии — АВ-узел. Компенсаторная пауза может быть полной или неполной.



4. Желудочковые extrasystолы. Внеочередной, широкий ($> 0,12$ с) и деформированный комплекс QRS. Сегмент ST и зубец T дискордантны комплексу QRS. Причины: см. гл. 5, п. II.Б.12. Зубец P может быть не связан с extrasystолами (АВ-диссоциация) либо быть отрицательным и следовать за комплексом QRS (ретроградный зубец P). Компенсаторная пауза обычно полная (интервал между пред- и постэксистолическим зубцами P равен удвоенному нормальному интервалу PP).



Нарушения проведения

1. Синоатриальная блокада. Удлиненный интервал PP кратен нормальному. Причины: некоторые лекарственные средства (сердечные гликозиды, хинидин, прокаинамид), гиперкалиемия, дисфункция синусового узла, инфаркт миокарда, повышение парасимпатического тонуса. Иногда отмечается периодика Венкебаха (постепенное укорочение интервала PP вплоть до выпадения очередного цикла).

1.4. Технические характеристики электрокардиографов и существующие методы их контроля и оптимизации.

Перечень технических характеристик и параметров рассмотрим на примере электрокардиографа Dixon ECG-1001

Отведения, количество	12 стандартных отведений
Входной контур	Изолированный входной контур Защита от кардиостимулятора и разрядов дефибриллятора
Калибровочный сигнал	1 мВ ± 5%
Время опроса	1 мс
Аналого-цифровой преобразователь	12-битный
Режимы работы	AUTO1: Автоматическая запись по одному каналу (стандартная) AUTO2: Автоматическая запись по одному каналу (европейский стандарт). AUTO3: Одновременная запись по трем каналам AUTO4: Отведение для ЧСС + стандартное отведение MAN: Смена отведений пользователем
Длительность запись отведения	Автоматически возрастает в направлении AUTO1 ~ AUTO3
Фильтр	Фильтр помех от переменного тока AC

	50Гц(-20дБ), Фильтр помех от мышц EMG 35Гц (-3дБ)
Коэффициент ослабления синфазного сигнала	> 100 дБ (при использовании фильтра помех от переменного тока)
Ток входного контура	≤ 50 нА
Входной импеданс	> 50 Мом
Ток утечки на пациента	< 10 мкА
Временная константа	≥ 3.2 с
Частотная характеристика	От 0.05 до 150 Гц
Уровень шума	< 15 мкВр-р
Пороговое значение	≤ 20 мкВ
Допустимое значение наводимого потенциала на коже	± 300 мкВ
Чувствительность	5, 10, 20 мм/мВ
Контроль базовой линии	Автоматический контроль базовой линии Автоматическое подавление дрейфа базовой линии
Принтер	
Режим печати	Термопринтер:8 точек на мм (вертикальное разрешение) 40 точек на мм (горизонтальное разрешение, 25 мм/с)

Вывод на печать	Чувствительность, скорость протяжки бумаги, рабочие фильтры, время, ЧСС, маркировка отведения.
Скорость протяжки бумаги	25, 50 мм/с
Размер бумаги	50 мм x 20 (30) м, в рулоне с диаметром центральной оси 16
Прочее	
Кабель пациента	DJ ECG-A.F01.001A
Жидкокристаллический монитор	Отображение: Режим работы; Частота сокращений сердца; Кривая сигнала ЭКГ
Уровень безопасности	Класс I, Тип CF
Требования к питанию	Переменный ток: 220 В, 50 Гц / 110 В, 60 Гц; 30ВА Батарея: Герметичная аккумуляторная батарея, 14.4 В, 1.2 А-Ч.
Характеристики предохранителей	Время срабатывания при работе от сети: 2-Ф5 x 20 мм; T125 мА/250 В (220 В) T250 мА/125 В (110 В) Время срабатывания при работе от батареи: T2A/250В; 1-Ф5 x 20 мм

Рассмотрим существующие в настоящее время методов контроля и оптимизации технических характеристик и параметров электрокардиографов

1. Алгоритм синтеза тестовых электрокардиосигналов.

Действующий ГОСТ 19687-89 "Приборы для измерения биоэлектрических потенциалов сердца. Общие технические требования и методы испытаний"[88] распространяется на аналоговые приборы для измерения и регистрации биоэлектрических потенциалов сердца. Установленные стандартом тестовые сигналы не позволяют полноценно тестировать и калибровать цифровые электрокардиографы.

Разрабатываемый Международной Электротехнической Комиссией документ стандарта на современные ЭК рекомендует методы испытаний, основанные на тестовых сигналах, имитирующих электрическую активность сердца. Применение таких сигналов обусловлено следующими причинами:

1. Невозможностью провести определение параметров цифровых электрокардиографов с помощью методов испытаний, применяющие сигналы гармонической, прямоугольной форм и их смеси в качестве тестовых сигналов.

2. Необходимостью в определении точности и устойчивости измерительных алгоритмов, построение которых основано на априорных знаниях структуры электрокардиограмм.

3. Необходимостью в определении чувствительности и специфичности алгоритмов постановки диагностических заключений с целью сопоставления результатов обследований пациента, полученных на разных электрокардиографах.

В качестве тестовых сигналов могут применяться заранее классифицированные реальные] или синтезированные электрокардиосигналы , которые формируются как последовательность оцифрованных дискретных значений и воспроизводятся с помощью имитаторов ЭКС. Разработан алгоритм синтеза электрокардиосигналов, позволяющий моделировать ЭКС как нормального ритма, так и патологической формы. Алгоритм основан на понятии набора

координатных систем и элементов ЭКС, которые задаются линейными и квадратичными уравнениями. Данный алгоритм оптимизирован по критериям требуемых объема памяти и вычислительных ресурсов микроконтроллера. Показана эффективность разработанного алгоритма синтеза тестовых ЭКС в сравнении с методом непосредственного воспроизведения предварительно оцифрованных ЭКС.

2. Метод измерения качества контакта электродов для многоэлектродной диагностической системы

Недостатком подключения источников переменного или постоянного тока к каждому входу является значительное наращивание цепей при каждом входе в точке, где очень большое значение имеют высокий импеданс и утечка на платы. Другой недостаток заключается в том, что упомянутые методы могут давать неверное показание, что провод отведения подсоединен, когда он может быть, фактически, отсоединен, если входной импеданс кабеля или входного усилителя снижен из-за аппаратной неисправности или утечки на плату, вызванной высокой влажностью окружающей среды.

Другой недостаток подключения источника постоянного тока к каждому входному электроду заключается в том, что постоянные токи могут формировать напряжение из-за протекания тока через электролит к металлической контактной поверхности электрода с созданием потенциала сдвига постоянной составляющей отдельно от сопротивления постоянному току в контактом импедансе кожи. Этот потенциал электрода может затем быть источником шумов при модулировании движением пациента. Изобретение относится к измерению качества контакта электродов для многоэлектродной диагностической системы, способной снимать электрокардиограмму (ЭКГ) пациента, и, в частности, к измерительной системе, которая динамически измеряет характеристику ослабления синфазного сигнала с целью измерения качества контакта электродов и

точности снятия сигнала ЭКГ. В соответствии с принципами настоящего изобретения предлагается система для формирования выходных сигналов, показывающих качество контакта множества электродов, присоединенных к пациенту. Способ дополнительно содержит этап формирования соответствующего выходного сигнала в ответ на определение соответствующего входного сигнала и этап оценки соответствующих выходных сигналов. Качество контакта электрода определяют по фазовому сдвигу и ослаблению соответствующего выходного сигнала, сформированного в ответ на соответствующий входной сигнал.

3. Метод обработки сигналов кардиограмм на основе нейронных сетей.

Суть обработки сигналов данного исследования заключается в том, чтобы диагностировать имеющиеся проблемы в работе сердечных мышц, используя при этом различные аналитические методы. Чтобы диагноз был правильным, прежде всего, необходимо точно установить все особые участки электрокардиограммы в лице зубцов. Что касается зубцов, то здесь в первую очередь важны точная точка их начала и конца. Благодаря этим данным можно вычислить точную ширину, а также амплитуду этих самых зубцов. Именно эти данные чрезвычайно важны для функционального анализа данного исследования. Самой главной проблемой в анализе кардиограммы является то, что все зубцы на ней имеют разную форму, ширину и амплитуду. Довольно часто на некоторых участках кардиограммы зубцов вообще нет. Именно поэтому в анализе на первом месте стоит интеллект. Именно он помогает врачу-специалисту сделать правильный вывод и поставить точный диагноз. Под интеллектом подразумевается нейронная сеть. Нейросеть обрабатывает каждый фрагмент исследования постепенно, выдавая в конце точные данные относительно зубцов. Существует всего два вида обработки сигналов кардиограммы нейронными сетями. Первый вид предполагает анализ по

частям. Другой вид может делать анализ всей кардиограммы полностью. Конечно же, второй вид нейронных сетей намного лучше, однако он требует довольно длительного времени для полного анализа. Имеется и третий вид нейронных сетей. Он основан лишь на том, чтобы выявлять конкретное отклонение в работе сердечных мышц человека.

4. Применение методов многокритериальной оптимизации при разработке автоматизированных кардиокomплексов.

В ходе исследования были рассмотрены различные варианты технической реализации кардиологических комплексов, и показана эффективность применения при их разработке многокритериальной оптимизации по таким критериям, как цена, количество функциональных блоков, площадь, энергопотребление.

При конструировании приборов данной категории разработчику приходится решать целый ряд оптимизационных задач, связанных с необходимостью рационального сочетания в создаваемом устройстве зачастую достаточно противоречивых экономических, эргономических и технических требований, обусловленных, в частности, такими факторами, как:

- высокая стоимость элементной базы для обеспечения малых габаритов, низкого уровня шумов и помех устройства и его низкого энергопотребления;
- необходимость минимизации массы и габаритов мобильных устройств при одновременной минимизации стоимости их производства;
- востребованность устройств автоматизированной кардиодиагностики, способных работать с простейшими средствами вычислительной техники (нетбуками, смартфонами, неттопами и планшетами) и невозможность (либо сложность) реализации на таких устройствах расширенных функциональных возможностей и современных методик обработки данных, требующих больших вычислительных ресурсов.

5. Методы связанные с увеличением входного сопротивления операционных усилителей.

Для регистрации ЭКС идеальным является такой усилительный канал, который обладает бесконечно большим полным входным сопротивлением, позволяет сколь угодно точно получать сигналы заданных ЭКГ - отведений по отводимым с помощью электродов потенциалам, полностью подавляет помехи от силовой сети, не чувствителен к потенциалам поляризации электродов и разностным помехам, лежащим вне полосы полезного сигнала, не имеет собственных шумов, не выходит из строя при воздействии на него значительных кратковременных перегрузок, а также не вносит частотных и нелинейных искажений в полосе частот и динамическом диапазоне полезного сигнала.

6. Методы и программные средства анализа электрокардиосигналов.

Целью работы является разработка методов и программных средств анализа электрокардиосигнала на основе моделирования формы кардиокомплекса совокупностью колокольных импульсов, отражающих электрическую активность различных отделов сердца.

Для достижения поставленной цели было необходимо решить следующие задачи:

- провести литературное исследование методов анализа ЭКГ;
- разработать методы моделирования электрокардиосигнала совокупностью колокольных импульсов;
- разработать автоматизированную систему для оценки формы ЭКГ на основе декомпозиции сигнала колокольными импульсами;
- провести экспериментальные исследования.

Разработан метод моделирования электрокардиосигнала на основе колокольных импульсов, отражающих функционирование тонких электрофизиологических механизмов формирования ЭКС, позволяющий осуществлять количественное описание и интерпретацию изменений формы ЭКС, а также разделять наложенные друг на друга элементы кардиокомплекса.

7. Методика оценки амплитудно-частотных характеристик многоканальных цифровых электрокардиографов.

Данная методика позволяет оценить амплитудно-частотных характеристик (АЧХ) электрических фильтров применяемых в многоканальных электрокардиографах с целью подбора виде фильтров и их расчета.

8. Применения при конструировании и электрокардиографов новых достижений в области электроники, вычислительной техники, нанотехники материаловедении и.т.д.

9. Метод обеспечения контроля оптимизации технических характеристик и параметров ЭКГ при расчете элементов.

Техническими параметрами и характеристиками электрокардиографов являются их пороговая чувствительность, помехозащищенность, надёжность и быстродействие работы составляющих его элементов, достаточный коэффициент усиления электрических сигналов операционными усилителями, отсутствие высших гармоник напряжения на выходе источника вторичного питания, обеспечение соответствующий гармонических спектров записи и отписи электрических фильтров, получения на выхода имитатора сигналов стандартных частот, обеспечения постоянной скорости протяжки ленточного механизма и.т.д.

Исходя из вышеизложенного, условия обеспечения требуемых технических характеристик и их оптимизация должны быть учтены при расчете всех составляющих элементов электрических блоков электрокардиографа.

Улучшение, постоянства и оптимизацию технических характеристик и параметров электрокардиографов можно достичь только при тщательном подборе и расчете всех электрических и механических элементов; при полном соблюдении правил эксплуатации.

Глава II. Принцип работы ЭКГ и его технические характеристики

2.1. Принципы построения аппаратуры для регистрации ЭКГ.

Выработанные за время развития электрокардиографии стандарты на технические характеристики приборов вполне обоснованы, объяснимы и в совокупности определяют структурный состав и схемотехническое решение основных блоков и узлов электрокардиографов. Современные электрокардиографы должны осуществлять как одноканальную, так и многоканальную запись ЭКГ.

В случае многоканальной записи синхронно (изохронно) регистрируется несколько различных ЭКГ отведений, что значительно сокращает время исследования и дает возможность получить более точную информацию об электрическом поле сердца. Электрокардиограф состоит из входного устройства (электроды, кабель отведений), усилителей биопотенциалов и регистрирующего устройства. Разность потенциалов с поверхности тела снимается посредством металлических электродов, укрепленных на различных участках тела резиновыми ремнями или грушами. Малое напряжение (не более 10 мВ), воспринимаемое электродами, подается на систему биоусилителей. В результате усиления небольшие колебания напряжения усиливаются во много раз и подаются в регистрирующее устройство прибора.

Электрокардиограмму регистрируют на бумаге чернильным или тепловым способом.

В настоящее время электрокардиограф условно можно разделить на следующие блоки:

- Входной узел;
- Преобразовательный узел;

- Обработывающий узел с устройством управления (клавиатура);
- Узел отображения (Индикация);
- Узел регистратора (пишущий узел);
- Узел связи с внешней средой;

Входная часть состоит из

-Входного кабеля (кабеля пациента) с определенным количеством электродов. Количество электродов варьируется в зависимости от методики взятия отведений. Для общепринятых стандартных отведений необходимо 10 проводов с электродами. Для методики исследования "по Франку" 7-мь электродов и т.д.;

- Блок входных усилителей;
- Системы защиты входов усилителей от кратковременных, но мощных перегрузок, - от воздействия диффибрилятора, (возможно от действия электроножа) и т.п.

Поскольку практически все современные электрокардиографические приборы являются цифровыми устройствами (имеют в своем составе микроконтроллер), то имеется узел преобразования аналоговых сигналов в цифровые, определенной разрядности АЦП (аналого-цифровые преобразователи).

Наличие цифровой части прибора обосновано многими факторами это и удобство последующей обработки информации, и регулируемая точность представления, и гибкость изменения алгоритмов обработки и прочее.

При разработке пишущего узла приходится решать множество проблем связанных именно с высокими требованиями точности регистрации. Скорость подачи носителя (бумаги) определена медицинскими требованиями и ГОСТом. Отклонения не должны превышать 5%.

Необходима система регулирования скорости. И в настоящее время во многих разработках продолжает применяться гальваническая система управления пером и само перо.

Для многоканальных (регистрирующих параллельно несколько каналов) сейчас используется принцип терморегистрации посредством так называемых термоголовок. Термоголовка представляет собой высокоточное устройство созданное посредством микротехнологий и является набором плотноупакованных терморезисторов нанесенных на керамическое или ситалловое основание в виде линейки.

Плотность размещения терморезисторов очень высока и достигает 32 точек/мм.

2.2. Структурная схема электрокардиографа

Структурная схема одноканального кардиографа приведена на рисунке

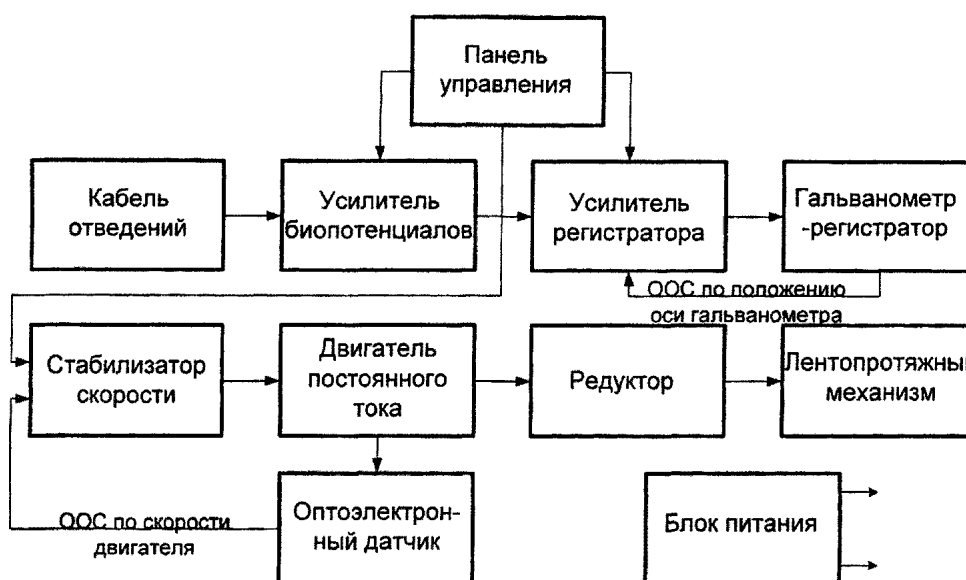


Рисунок 2.1. – Структурная схема электрокардиографа

Биоэлектрические сигналы, снимаемые электродами с тела пациента, через кабель отведений поступают на вход усилителя биопотенциалов. В

кардиографах, предназначенных для совместной работы с дефибриллятором, кабель отведений имеет элементы защиты от воздействия его импульсов [5].

В усилителе биопотенциалов сигналы усиливаются, там же происходит формирование отведений.

С выхода усилителя биопотенциалов сигналы поступают на вход усилителя регистратора, где происходит их дальнейшее усиление до величины, обеспечивающей работу регистрирующего гальванометра - преобразователя с укрепленным на его оси тепловым пишущим пером. В усилителе регистратора происходит ограничение сигнала по величине для исключения биения теплового пера по механическим упорам и уменьшения выброса на переходной характеристике, а также ускоренное успокоение переходных процессов при нажатии на кнопку включения успокоения или автоматически при переключении отведений.

С гальванометра-преобразователя заводится отрицательная обратная связь по оси поворота ротора на усилитель регистратора с помощью емкостного датчика положения.

Лентопротяжный механизм приводится в движение коллекторным двигателем постоянного тока через редуктор. Двигатель управляется импульсным стабилизатором скорости. Скорость вращения вала электродвигателя определяется частотой импульсов задающего генератора стабилизатора скорости. Поддержание стабильности скорости вращения достигается регулировкой длительности импульсов управления электродвигателем, определяемой сдвигом во времени между импульсами задающего генератора и оптоэлектронного датчика скорости, расположенного на валу электродвигателя, т.е. стабилизация скорости достигается охватом двигателя и стабилизатора отрицательной обратной связью по скорости двигателя.

Регулятор накала пера имеет три автоматически устанавливаемых режима:

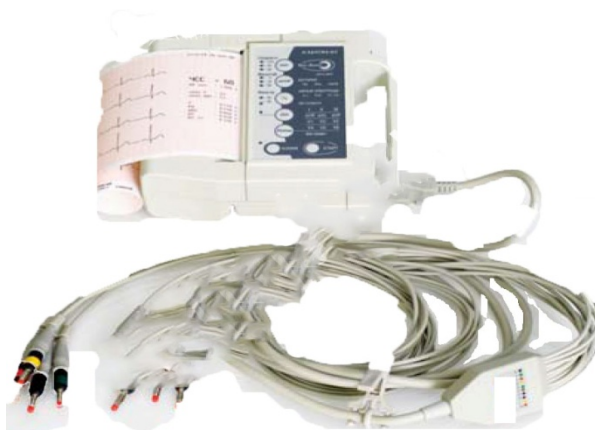
- предварительный накал при выключенном лентопротяжном механизме;

- средний накал при скорости 25 мм/с;

- максимальный накал при скорости 50 мм/с.

Питание прибора может осуществляться от сетевого или от аккумуляторного блока [5].

2.3 Электрокардиограф ЭКЗТ-12-03 (АЛЬТОН-03)



представляет новое поколение цифровых электрокардиографов, удачно сочетающих современную технологию, элегантный дизайн, удобство в работе и надёжность, универсальность применения. Качественная и удобная регистрация ЭКГ во всех условиях эксплуатации: от скорой помощи до службы функциональной диагностики кардиологических стационаров. Доступные бумага и другие расходные материалы. Возможность работы в составе компьютеризированных рабочих мест и передачи ЭКГ по телефону.

Дополнительные возможности программное обеспечение КАРДИС, кабель связи с персональным компьютером, передатчик ЭКГ по телефону.

Технические характеристики:

Синхронная регистрация: 12 отведений

Формат печати: по 3 отведения

АЦП 12 бит, частота дискретизации на канал: 500 Гц

Коэффициент ослабления синфазных сигналов, не менее: 100 дБ

Максимальное напряжение поляризации электродов: ± 300 мВ

Верхняя частота полосы пропускания усилителей: 150 Гц

Программно-управляемая постоянная времени усилителей: 3,5 и 1,2 с

Сетевой и антитреморный фильтры

Электробезопасность: класс II, тип CF

Эквивалентная скорость записи: 12,5; 25 или 50 мм/сек

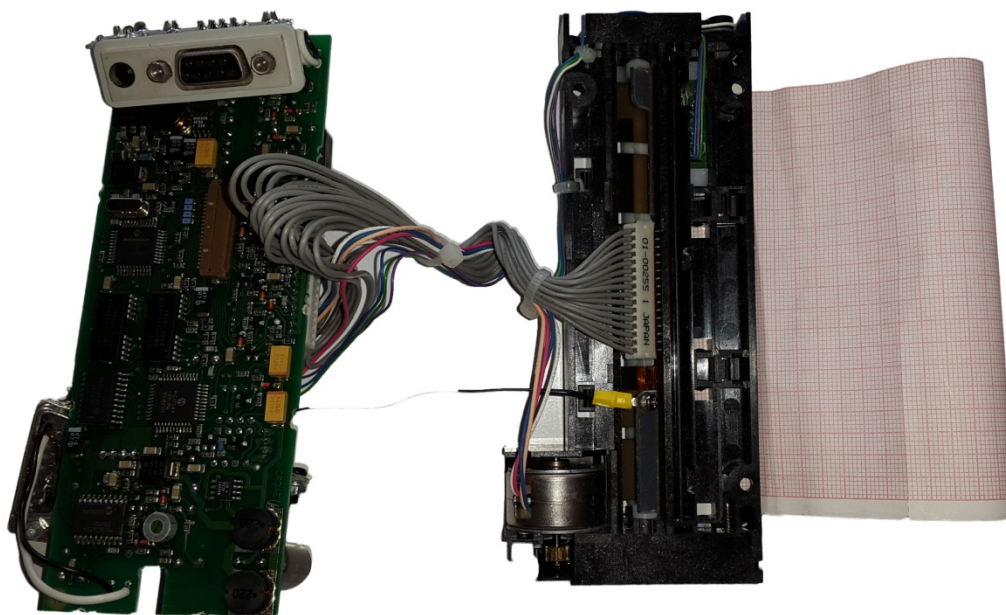


Рис. Вид электрокардиографа в развернутом положении с слева печатная плата с смонтированными микросхемани и электронными блоками: справа печатающий механизм электрокардиограмм.

Конструктивно электрокардиограф состо ит из основного блока (блока регистрации) и выносного блока с кабелем отведений.

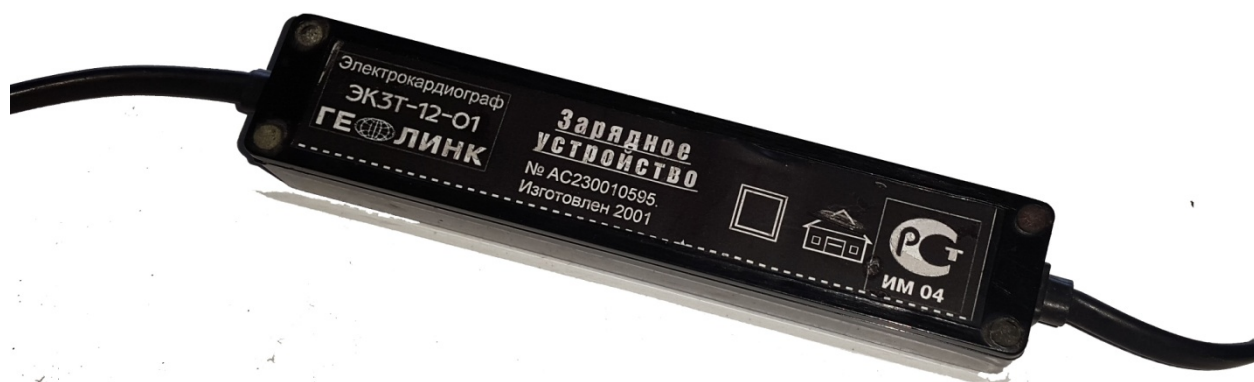
Выносной блок обеспечивает съем и усиление биопотенциалов, преобразование их в электрокардиографические отведения, аналого-цифровое преобразование сигналов и их передачу в основной блок с обеспечением гальванической развязки.

Основной блок электрокардиографа предназначен для приема предварительно преобразованной электрокардиографической информации, графической записи на термочувствительной бумаге с помощью цифрового регистратора.

Электрокардиограф обеспечивает:

- автоматический и мониторный режимы работы;
- контроль обрыва электродов;
- фильтрацию электрокардиограммы (ЭКГ) антитреморным (с регулируемой частотой среза) и сетевым фильтрами;
- индикацию заряда аккумулятора Титуляторной батареи;
- печать ЭКГ на фоне миллиметровой сетки на обрешотанной бумаге;
- обмен данными с персональным компьютером в стандарте RS-232.

Электрокардиограф имеет схему быстрого успокоения базовой линии.



Электропитание электрокардиографа осуществляется от сети переменного тока напряжением (220 ± 22) В частотой 50 Гц и от внутреннего источника питания - аккумулятора 12,6 В. Полностью заряженного аккумулятора хватает на 40 обследований. Имеется индикация заряда аккумулятора. Предусмотрено питание электрокардиографа от бортовой сети автомобиля напряжением $(13 + 0,5)$ В постоянного тока.

Электрокардиографы защищены от воздействия импульсов дефибриллятора.

Наименование	Ед.и ЗМ	Значение
Эффективная ширина записи ЭКГ	Мм	не менее 40
Чувствительность	мм/ мВ	5; 10 или 20
Эквивалентная скорость носителя записи	мм/ с	12,5; 25 или 50
Диапазон регистрируемых входных напряжений	мВ	0,1-5,0
Пределы допускаемой относительной погрешности измерения напряжения: - в диапазоне от 0,1 до 0,5 мВ - в диапазоне от 0,5 до 5,0 мВ	% %	$\pm 10 \pm 5$
Пределы допускаемой относительной погрешности измерения интервалов времени в	%	± 5

диапазоне от 0,1 до 1,0 с		
Напряжение внутренних шумов, приведенных ко входу	мкВ	не более 15
Неравномерность амплитудно-частотной характеристики в диапазоне частот от 0,5 до 65 Гц	%	от минус 10 до плюс 5
Коэффициент ослабления синфазных помех частотой 50 Гц		не менее 100000
Дрейф нулевой линии за время регистрации в автоматическом режиме	Мм	не более 1,5
Масса электрокардиографа с выносным блоком	Г	не более 1600
Габаритные размеры основного блока	Мм	185x155x66
Потребляемая мощность	ВА	не более 20
Средняя наработка электрокардиографа на отказ	Ч	не менее 5000
Средний срок службы	Лет	не менее 5

элементы управления режимами работы электрокардиографа;

рис. Внешний вид основного

блока Электрокардиографа

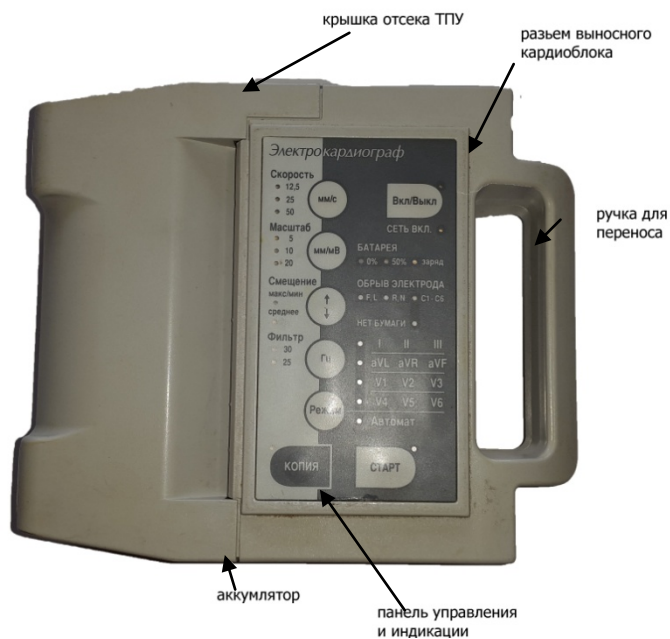
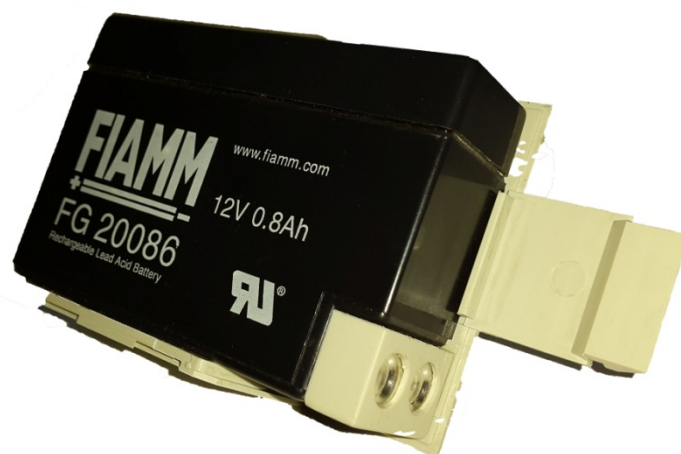


Рис. Корпус прибора до монтажа электронных и механических элементов. индикаторы сигналов и режимов работы; термopечатающее устройство (ТПУ).

Внешний вид основного блока электрокардиографа представлен на рисунке



В основании корпуса расположена ниша, куда помещается съёмный источник автономного питания – аккумулятор. Выносной блок электрокардиографа конструктивно выполнен как кабель пациента с защитными элементами. Он предназначен для съёма биопотенциалов, преобразования их в цифровую форму и передачи в основной блок.



ОРГАНЫ УПРАВЛЕНИЯ И ИНДИКАЦИИ

На рисунке представлен общий вид панели управления и индикации электрокардиографа. Кнопка «Вкл/Выкл» служит для включения и выключения электрокардиографа при работоспособном аккумуляторе. При светящемся индикаторе электрокардиограф готов к съёму ЭКГ. Если индикатор мигает, то ранее снятые ЭКГ сохраняются в памяти.

Кнопка «СТАРТ» включает и выключает режим съема ЭКГ и печати ее термобумагу. Если выбрана определенная группа отведений, а режим «АВТОМАТ» выключен, то нажатие на кнопку «СТАРТ» включает непрерывную запись ЭКГ выбранной группы отведений. Для остановки записи необходимо вновь нажать на эту кнопку.

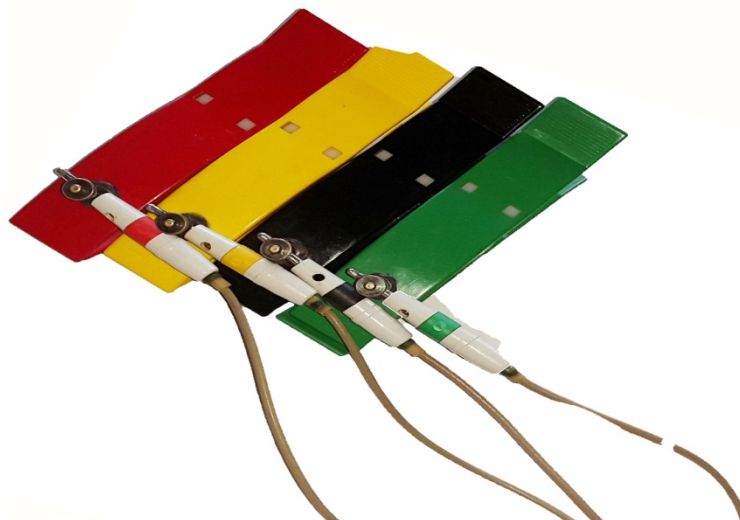
Индикатор светится лишь во время съёма ЭКГ. При выбранном режиме «АВТОМАТ» после кратковременного нажатия на кнопку «СТАРТ» индикатор будет светится 5 секунд {2,5 с}. За это время электрокардиограммы всех 12 отведений будут записаны в память электрокардиографа.

Кнопка «КОПИЯ». Нажатие на кнопку включает режим печати копии последнего исследования, снятого в режиме АВТОМАТ. В режиме АВТОМАТ происходит синхронный съём и запись в память всех 12 отведений. Поэтому в режиме КОПИЯ можно печатать все отведения или любую выбранную группу отведений. Скорость, кнопка «мм/с», индикаторы «12,5», «25», «50» - кнопка переключения эквивалентной скорости развертки. При последовательном нажатии изменяется значение эквивалентной скорости развертки. Установленное значение скорости индицируется свето-диодом. Значение эквивалентной скорости 50 мм/с возможно лишь при синхронном съёме всех отведений (режим WW «АВТОМАТ»), или при печати копии. При этом реальная скорость движения бумаги составляет 25 мм/с.

Группа «Масштаб», кнопка «мм/мВ», индикаторы «5», «10», «20» - кнопка переключения эквивалентной чувствительности. При по-

следовательном нажатии изменяется значение чувствительности. Установленное значение чувствительности индицируется светодиодом.

Группа «Фильтр», кнопка «Гц», индикаторы «30», «25» - кнопка выбора частоты среза фильтра. Если индикаторы не светятся, то фильтры выключены. Нажимая кнопку «Гц», можно выбрать частоту, при которой шумы минимальны.



На конечности пациента электроды накладывают в соответствии с рис.

Таблица 1

Положение электрода	Цвет наконечника	Символ на конечнике провода
Правая рука	Красный	R
Левая рука	Желтый	L
Правая рука	Черный	N
Левая рука	зеленый	F



На грудную клетку электроды накладывают в соответствии с таблицы 2.

Отведение	Положение электрода	Символ на наконечнике провода
V1	В четвертом межреберье справа от грудины	C1
V2	В четвертом межреберье слева от грудины	C2
V3	На пятом ребре, в геометрической середине между V1 и V2	C3
V4	На пятом межреберье по среднеключичной линии	C4
V5	На уровне V4 по передней подмышечной линии	C5
V6	На уровне V4 по средней подмышечной линии	C6



2.4. Электрические помехи при работы электрокардиографа 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 обуславливается 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.

Одной из важнейших характеристик прибора для регистрации биопотенциалов является его помехоустойчивость. Помехи при регистрации биопотенциалов в зависимости от места их появления могут быть разбиты на две группы - внутренние и внешние.

К внутренним помехам относятся тепловые шумы усилителя и фон с частотой питающей сети. Меры борьбы с внутренними помехами

закljučаются в выборе малощумящих схемных элементов и тщательной фильтрации питающих напряжений.

Причинами появления внешних помех являются биопотенциалы органов и тканей, не относящихся к изучаемому процессу, электрохимические процессы на электродах и внешние электрические, магнитные и электромагнитные поля.

При движении пациента во время проведения исследования и смещении электродов нулевая линия записи может сдвигаться; при непроизвольном сокращении мышц или их дрожании возникают помехи в виде последовательных нерегулярных пиков. Поэтому при снятии биопотенциалов пациент должен находиться в лежачем положении, полностью расслабиться и не разговаривать. На поверхности электрода, контактирующего с кожей через прокладку, слой геля или пасты, происходят электрохимические процессы, приводящие к возникновению электродных потенциалов. Разность этих потенциалов зависит от ряда факторов: материала электродов, состава электролита или геля, силы тока входных каскадов усилителя, протекающего в цепи электродов, и может достигать сотен милливольт, значительно превышая регистрируемые биопотенциалы. Большие значения и нестабильность разности электродных потенциалов могут приводить к значительным помехам и погрешностям. Снижение электродных потенциалов достигается использованием хлорсеребряных электродов и токопроводящих паст. Ток в цепи электродов не должен превышать 0,1 мкА [5]. Наиболее трудна задача устранения помех, вызванных полями внешних источников. К ним в первую очередь относятся электрические поля питающей сети, всегда имеющейся в помещении, в котором проводится регистрация биопотенциалов. На рисунке 1.10 показана упрощенная схема образования этих помех: за счет емкости C_1 между фазным проводом и пациентом (десятки пикофарад) и емкости C_2 между пациентом и землей (сотни

пикофард) изолированное тело человека может оказаться под потенциалом 10 В по отношению к земле. Поскольку сопротивление внутренних тканей тела невелико по сравнению с указанными емкостными сопротивлениями, можно считать, что потенциал помех у всех точек тела одинаков

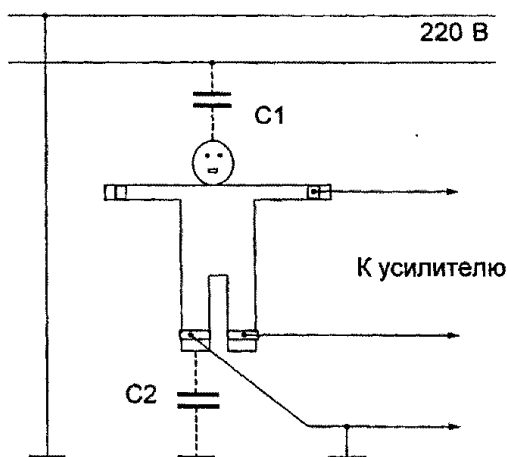


Рисунок 2.2. – Схема образования помех от сети переменного тока

Рассмотренные помехи на входе усилителя являются симметричными и носят название синфазных. Хотя напряжение синфазных помех значительно превышает полезный сигнал, с помощью усилителя его удастся значительно ослабить. С этой целью входной каскад усилителя всегда строится по дифференциальной схеме, поэтому полезный противофазный сигнал в нем усиливается, а синфазная помеха подавляется.

Степень подавления синфазной помехи может быть охарактеризована коэффициентом ослабления, показывающим, во сколько раз должно быть увеличено симметричное напряжение по сравнению с несимметричным, чтобы получить одинаковый зарегистрированный потенциал [5].

Для дополнительного снижения синфазной помехи на входе прибора один из электродов заземляется.

Помимо рассмотренных выше синфазных помех, емкостная связь с сетевыми проводами может привести к появлению и противофазных напряжений на входе, которые усиливаются наравне с полезными сигналами. Напряжения, наведенные на провода, вызывают токи помех. Эти токи, протекая через электродно-кожные сопротивления, создают на них напряжения, приложенные ко входу усилителя. Если токи помех во всех проводах кабеля отведений одинаковы, а электродно-кожные сопротивления равны, то эти напряжения взаимно компенсируются на нагрузке входного дифференциального каскада усилителя. Однако имеющаяся всегда асимметрия токов и сопротивлений приводит к появлению противофазных помех.

Меры борьбы с этими помехами состоят, прежде всего, в экранировании соединительных проводов. Необходимо также снижать значения электродно-кожных сопротивлений. По этой причине столь важно при проведении регистрации биопотенциалов обеспечить хороший контакт между телом и электродом, следить, чтобы электроды и устройства для их крепления не загрязнялись.

Помимо электрического поля источником помех может явиться и магнитное поле, возникающее при прохождении по проводам и кабелям значительных токов. Соединительные провода электродов образуют виток, в котором переменное магнитное поле может навести напряжение, достаточное для создания на входе усилителя интенсивной противофазной помехи. Чтобы уменьшить площадь витка, определяющую величину наведенной помехи, следует на возможно большей длине сближать провода, идущие к электродам [6].

Источником помех может явиться также электромагнитное поле, создаваемое при работе высокочастотных физиотерапевтических аппаратов. Этим полем на входных цепях усилителя наводится напряжение. За счет детектирования на входных нелинейных элементах

выделяются напряжения с частотой модуляции высокочастотных колебаний 50 или 100 Гц, попадающие в полосу пропускания прибора. Для подавления высокочастотных помех на входе усилителя могут устанавливаться емкостные фильтры.

Все перечисленные выше меры борьбы с помехами могут оказаться недостаточными, если при проведении регистрации не соблюдаются определенные правила:

- в помещении, где проводится исследование, должен быть специальный заземляющий контур; в нем должно быть минимальное количество сетевых проводов, не должны находиться источники переменных магнитных полей;

- желательно, чтобы рядом с помещением не проходили силовые кабели, не находились высокочастотные физиотерапевтические аппараты, лифты;

- сетевой шнур и провода отведений не должны пересекаться и тем более касаться друг друга;

- пациент при проведении исследования не должен прикасаться к прибору, металлической кровати или стене помещения;

- оператор, проводящий регистрацию, не должен касаться пациента.

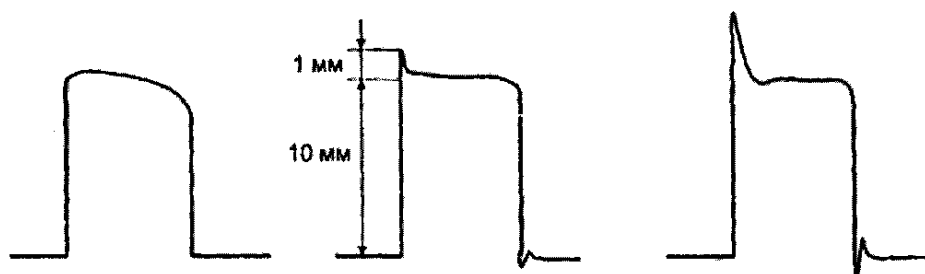


Рисунок 2.3. – Вид калибровочного импульса при разных затуханиях механической системы регистратора

Для непрерывного визуального наблюдения за исследуемым процессом используются электронно-лучевые трубки. Они применяются в кардиоскопах и кардиомониторах.

2.5. Погрешности измерения временных параметров ЭКГ

Погрешность измерений временных интервалов определяют во всех отведениях ЭКП путем сравнения измеренных значений временных параметров элементов ЭКГ-сигнала (длительностей зубцов P, Q, R, S, T, интервалов PQ (PR), QT; внутреннего отклонения QR_{макс}; RR; комплекса QRS) на записях ("распечатках") с данными, приведенными в таблицах А.2.1 и А.2.2 приложения А.

Примечание-В таблицах А.2.1; А.2.2 приложения А значения параметров, приведенные в числителе, относятся к ЭКП, разработанным до 01.01.1995 г., а в знаменателе - к ЭКП, разработанным после 01.01.1995 г. Если измеренные значения временных интервалов находятся в пределах, указанных в таблицах А.2.1 и А.2.2 приложения А, то делают заключение о том, что погрешность измерений временных интервалов лежит в пределах $\pm 7\%$ ($\pm 10\%$ для ЭКП, разработанных до 01.01.1995 г.) в диапазоне интервалов времени от 100 мс до 1333 мс и ± 7 мс (± 10 мс) в диапазоне интервалов времени от 10 мс до 100 мс, а основная относительная погрешность установки скорости движения носителя записи, определяемая по результатам измерений интервалов RR, находится в пределах $\pm 5\%$. Конкретные значения абсолютной и относительной погрешности измерений временных интервалов могут быть определены по формулам

$$\Delta T = T_{\text{изм}} - T_{\text{ном}} = (L_{\text{изм}} - L_{\text{ном}}) \cdot v_n^{-1}, \quad (3)$$

$$\delta T = \frac{T_{\text{изм}} - T_{\text{ном}}}{T_{\text{ном}}} \cdot 100\% = \frac{L_{\text{изм}} - L_{\text{ном}}}{L_{\text{ном}}} \cdot 100\%, \quad (4)$$

Если полученные значения основной относительной погрешности измерения временных интервалов находятся в пределах $\pm 7\%$ (или $\pm 10\%$) в диапазоне интервалов времени от 100 мс до 1333 мс и ± 7 мс (± 10 мс) в диапазоне интервалов времени от 10 мс до 100 мс или не превышают значений, приведенных в ЭД, ЭКП признают годным по данному параметру.

Суммарная погрешность измерения напряжения кардиографом, регистрирующим сигнал на диаграммной ленте с помощью теплового пера, будет складываться из следующих составляющих:

- погрешности установки чувствительности δ_s ;
- погрешности за счет гистерезиса записи δ_{Γ} , она появляется из-за смещения нулевой линии записи после плавного изменения сигнала с высоким уровнем до нулевого значения (рис. 1.12);
- погрешности, вносимой помехами и внутренними шумами δ_{Π} ;
- визуальной погрешности при измерении линейных размеров сигнала по записи $\delta_{\text{ВИЗ}}$.

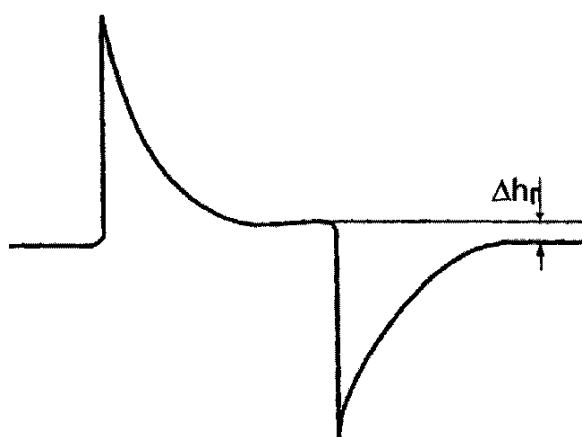


Рисунок 2.4 – Погрешность из-за гистерезиса записи

Таким образом:

$$\delta_U = \sqrt{\delta_S^2 + \delta_{\Gamma}^2 + \delta_{\Pi}^2 + \delta_{ВИЗ}^2} . (1.19)$$

Погрешность установки чувствительности δ_S в свою очередь зависит от:

- погрешности калибратора $\delta_{КАЛ}$;
- погрешности нелинейности амплитудной характеристики δ_H ;
- визуальной погрешности $\delta_{ВИЗ}$, допущенной при установке

чувствительности. Таким образом:

$$\delta_S = \sqrt{\delta_{КАЛ}^2 + \delta_{ВИЗ}^2 + \delta_H^2} . (1.20)$$

В свою очередь погрешность нелинейности δ_H определяется:

- нелинейностью амплитудной характеристики усилителя $\delta_{НУ}$;
- погрешностью за счет преобразования радиальной записи сигнала в прямоугольную $\delta_{ПЗ}$;
- погрешностью из-за трения пера, возникающего при движении диаграммной ленты $\delta_{ДЛ}$.

Поэтому:

$$\delta_H = \sqrt{\delta_{ПЗ}^2 + \delta_{ДЛ}^2 + \delta_{НУ}^2} . (1.21)$$

Рассмотрим более подробно причины появления двух последних составляющих погрешности [8]

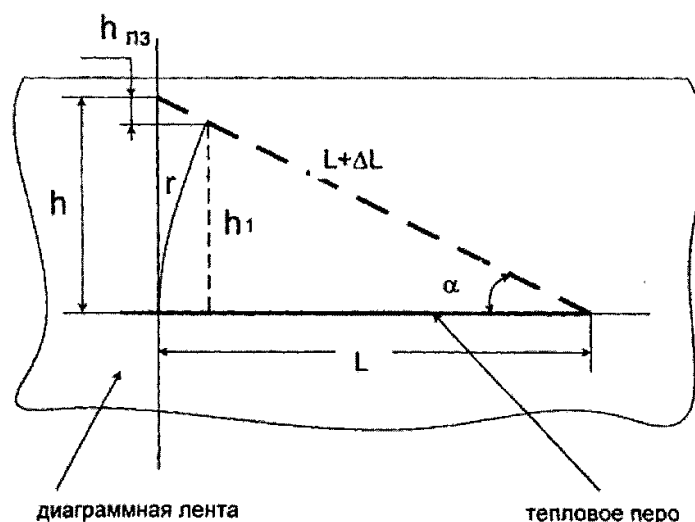


Рисунок 2.5 – Погрешность из-за прямоугольности записи

Как уже упоминалось, тепловая регистрация сигнала на диаграммной ленте является прямоугольной, а чернильная - радиальной. Прямоугольная запись, произведенная в прямоугольной системе координат, наиболее удобна для расшифровки, но сопровождается дополнительной погрешностью $\delta_{пз}$. Это поясняется на рисунке 1.12.

Здесь h - высота изображения на прямоугольной записи при $U_{ex1} = 0$;

$h_1 \approx r$ - высота изображения при радиальной форме записи (при том же значении входного сигнала);

α - угол отклонения пера;

L - расстояние точки касания пера от оси его вращения при $U_{ex} = 0$.

Абсолютная погрешность определяется по формуле:

$$\Delta h_{пз} = \Delta L \cos \alpha, \quad (1.22)$$

и будет иметь максимальное значение при наибольшем угле α .

Относительная погрешность

$$\delta_{пз} = \frac{\Delta h_{пз}}{h_1} = \frac{h - h_1}{h_1} \cdot 100\%, \quad (1.23)$$

где $h_1 = L \cos \alpha$.

Поэтому:

$$\delta_{пз} = \frac{\Delta L \cos \alpha}{L \cos} = \frac{\Delta L}{L} \quad (1.24)$$

Очевидно, что она будет наибольшей при максимальном значении угла отклонения пера и небольшой его длине.

Погрешность, возникающая за счет движения диаграммной ленты $\delta_{дл}$, появляется из-за воздействия на перо силы $F_{дл}$ (рис.1.14), точнее ее нормальной составляющей $F_{дл\text{ норм}}$, направленной в сторону нулевой линии.

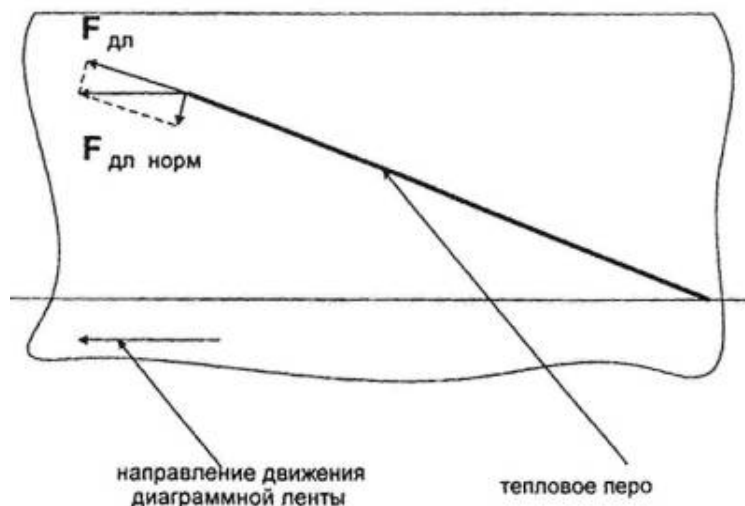


Рисунок 2.6 – Погрешность за счет движения диаграммной ленты

Эта сила, а значит и погрешность, будет наибольшей при максимальной скорости движения ленты и наибольшем угле α .

Погрешность измерения временных интервалов δ_T определяется двумя составляющими:

- неравномерностью скорости движения ленты $\delta_{СК}$;
- визуальной погрешностью при измерении линейных размеров сигнала по записи $\delta_{ВИЗ}$.

$$\delta_T = \sqrt{\delta_{СК}^2 + \delta_{ВНЗ}^2} .$$

Наиболее существенными из рассмотренных составляющих являются погрешность за счет помех и внутренних шумов, а также визуальная погрешность при измерении линейных размеров сигнала по записи.

Для снижения погрешностей измерения электрокардиографа следует:

- принять все меры по устранению помех;
- измерение линейных размеров сигнала на диаграммной ленте производить с учетом ширины линии записи и миллиметровой разметки ленты.

Для повышения точности электрокардиограммы необходимо периодически проверять и настраивать электрокардиограф. Таким образом, возникает задача о разработке имитатора сигналов для поверки ЭК [9].

Глава III. Расчет основных блоков электрокардиографа

Техническими параметрами и характеристиками электрокардиографов являются их пороговая чувствительность, помехозащищенность, надёжность и быстродействие работы составляющих его элементов, достаточный коэффициент усиления электрических сигналов операционными усилителями, отсутствие высших гармоник напряжения на выходе источника вторичного питания, обеспечение соответствующий гармонических спектров запирающего и отпирающего электрических фильтров, получения на выходе имитатора сигналов стандартных частот, обеспечения постоянной скорости протяжки ленточного механизма и т.д.

Исходя из вышеизложенного, условия обеспечения требуемых технических характеристик и их оптимизация должны быть учтены при расчете всех составляющих элементов электрических блоков электрокардиографа.

3.1. Разработка имитатора электронных сигналов.

Надежность работы устройств на логических микросхемах зависит и от построения схемы. Так, например, нельзя подавать входные сигналы, не подав питание, а также недопустимо превышение уровня входного сигнала над питающим напряжением. Напряжение источника питания должно подаваться раньше или одновременно с подачей входных сигналов. Это связано с тем, что во входных цепях микросхем стоят защитные диоды, соединенные с шинами питания, и в случае появления напряжения на входе (при отсутствии питания) возможно протекание тока по цепи «вход» - «шина питания», чего допускать нельзя. Повредить микросхему может так называемый «тиристорный эффект», возникающий при превышении уровня входного сигнала над питающим напряжением. Поэтому необходимо обеспечить первоочередное выключение входных сигналов до отключения напряжения питания. Не желательна подача на входы

логических элементов медленно меняющихся сигналов, так как при этом могут возникнуть на выходе многократные переключения (дребезг), а также возрастает потребляемый ток. У микросхем все свободные входы логических элементов должны обязательно подключаться к общему проводу. Основная особенность микросхем КМОП является ничтожное потребление тока в статическом режиме - $0,1 \dots 100$ мкА. Поэтому генератор сигналов для проверки электрокардиографов собран на КМОП-микросхеме К561ЛЕ5. Микросхемы серии К561 (564,1561,1564) являются более современными по сравнению с серией 176 и превосходят их по всем параметрам. Микросхемы этих серий изготавливаются по технологии комплементарных транзисторов структуры металл-диэлектрик-полупроводник (КМДП). Ранее в качестве диэлектрика использовался окисел кремния, поэтому сокращенным обозначением структуры этих микросхем было КМОП. [11]

Кроме того, КМОП-микросхемы имеют более широкий номенклатурный перечень. Питание микросхемы может находиться в широком диапазоне: от 3 до 15 В. Диапазон допустимой окружающей температуры составляет от -45 до $+85$ °С, потребляемая мощность $P=0,4$ мкВт/вент. Фактически микросхема сохраняет работоспособность в более широком диапазоне, но разработчики не гарантируют в этом случае ее паспортные параметры. Благодаря высокому входному сопротивлению ($R_{вх} > 100$ МОм) ИМС имеет высокую нагрузочную способность $K_{раз} > 10 \dots 30$ (количество входов, которые можно подключить к выходу логического элемента, ограничивается только емкостью монтажа; при $K_{раз}=10$ паразитная емкость нагрузки составляет $C_n=20$ пФ). ИМС К561ЛЕ5 представляет собой четыре логических элемента 2ИЛИ-НЕ (рис. 3.1), объединённых в одном корпусе.

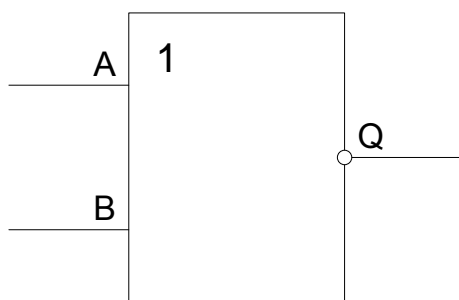


Рисунок 3.1 – Логический элемент ИЛИ-НЕ

Устройство базового элемента ИЛИ-НЕ (рис. 3.1) – это один канал микросхемы К561ЛЕ5, как бы обратное по сравнению с элементом И-НЕ: здесь параллельно соединены n-канальные и последовательно р-канальные транзисторы.

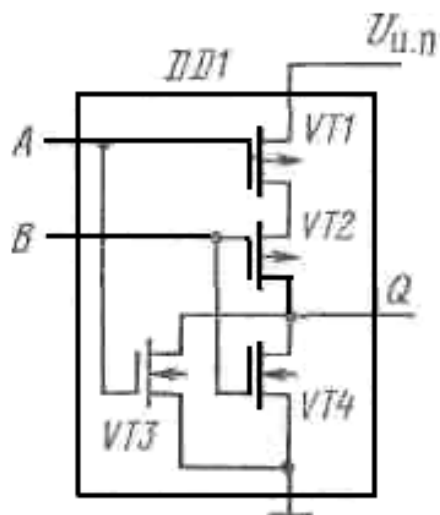


Рисунок 3.2 – Схема элемента ИЛИ-НЕ

На рисунке 3.2 показана осциллограмма отклика на выходе ИЛИ-НЕ. Здесь длительность инвертированного сигнала на выходе Q соответствует времени обоих входных сигналов.

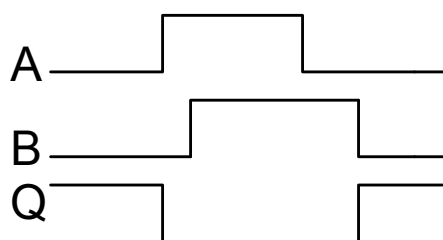


Рисунок 3.3 – Диаграмма входных и выходных импульсов

Напряжение питания на микросхемы рассматриваемых серий подается на вывод с наибольшим номером, общий провод подключается к выводу с вдвое меньшим номером.

Функциональная схема микросхемы К561ЛЕ5 показана на рисунке 3.4.

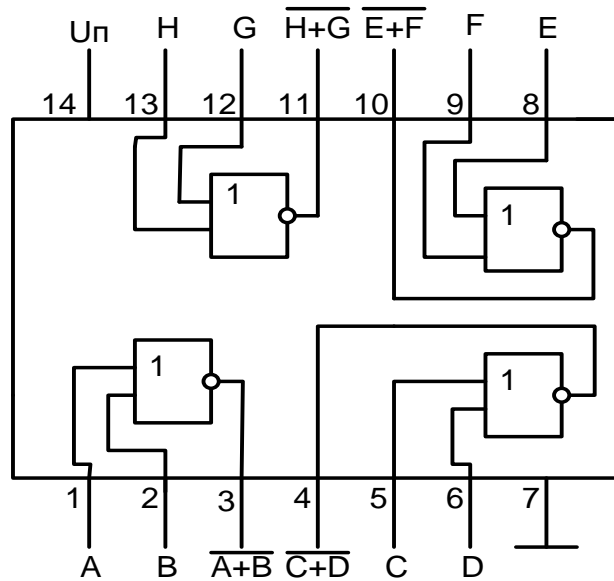


Рисунок 3.4 – Функциональная схема микросхемы К561ЛЕ5

Если число инверторов четное, резистор положительной обратной связи создает условия автогенерации. На рисунке показана схема функционального автогенератора, который выдает на выходах разные, но сфазированные сигналы: последовательность прямоугольных импульсов $U_{вых1}$, последовательность треугольных импульсов $U_{вых2}$, «синусоидальный» сигнал $U_{вых3}$.

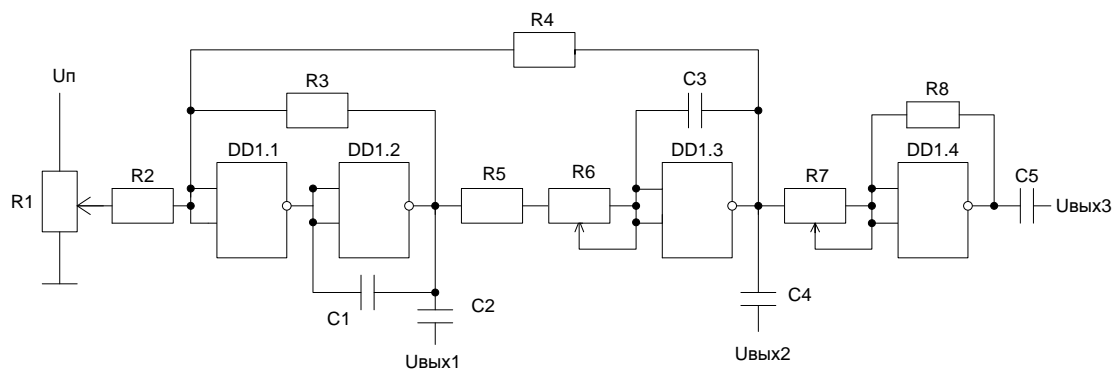


Рисунок 3.5 – Схема функционального генератора

Инверторы DD1.1, DD1.2 образуют мультивибратор - автогенератор прямоугольных импульсов (скважность регулируется потенциометром R_1). Сигнал на выходе генератора имеет прямоугольную форму со скважностью (рабочим циклом) 50%. Инвертор DD1.3 интегрирует треугольные импульсы. Желаемая форма выходных треугольников (зависит от частоты и скважности входного сигнала) устанавливается переменным резистором R_6 (удобнее потенциометр с логарифмической характеристикой регулирования) [10].

Инвертор DD1.4 работает как усилитель с усилением $K_U = -(R_8 / R_7) = -1$. Примерно синусоидальный сигнал получится за счет некоторого сглаживания (фильтрации) треугольного напряжения. Можно подключить дополнительные конденсаторы (например, параллельно R_8), создав фильтр первого или второго порядка. Стабильность работы генератора зависит не столько от микросхемы, сколько от стабильности работы RC-цепочки.

Частоту следования сигналов можно регулировать в пределах от 1 до 600 Гц с помощью переключения номиналов элементов RC-цепочки. С помощью специальных кнопок на имитаторе сигналов можно выбирать необходимую форму выходного сигнала. Для подачи стабилизированного

напряжения на микросхему К561ЛЕ5 используется стабилизатор напряжения.

3.2. Расчет стабилизатора напряжения источника питания и разработка узла контроля его выхода.

Стабилизатор напряжения

Микросхемы серии КР1158ЕН представляют собой трехвыводной линейный стабилизатор с низким проходным напряжением на ряд фиксированных выходных напряжений в диапазоне от 3 до 15 В и предназначены для создания компактных источников питания. Регулирующий элемент стабилизаторов этих серий включен в плюсовой провод.

Все стабилизаторы предназначены для широкого применения и идеально подходят для нужд электроники, так как имеют встроенную защиту от выбросов входного напряжения при сбросе нагрузки генератора до 60 В, защиту при подключении входного напряжения в обратной полярности и от перегрева микросхемы. Для ограничения рассеиваемой мощности введена блокировка выходного напряжения при входном напряжении более 30 В. Стабилизаторы не выходят из строя при кратковременном подключении выводов в зеркальной последовательности. Ближайшие функциональные аналоги - микросхемы L48XX, L4945, LM2930, LM2931 фирмы SGS-Thomson [12].

В данной работе в качестве стабилизатора использована микросхема КР1158ЕН9А, на выходе которой, получено напряжение 9 В, необходимое для питания генератора сигналов.

Основные параметры микросхемы КР1158ЕН9А:

- ток нагрузки до 500 мА;
- нестабильность напряжения на выходе, не более 2%;

- минимальное напряжение вход - выход, не более 0,6 В при токе нагрузки 500 мА;
- собственный потребляемый ток (при номинальном токе нагрузки) 20 мА;
- защита при превышении входного напряжения (+30 В);
- защита при выбросах входного напряжения (до 60 В);
- защита от переплюсовки входного напряжения (до -18 В);
- защита от короткого замыкания;
- тепловая защита;
- корпус «КГ-27».

Предельные эксплуатационные значения параметров:

- наибольшее входное постоянное напряжение 37 В;
- наименьший ток нагрузки 5 мА;
- наибольшее неповреждающее постоянное входное напряжение обратной полярности 18В.

Конечная буква в обозначении микросхемы определяет значение тока ограничения и тип выходной характеристики. Микросхема КР1158ЕН9А имеет выходную характеристику, которая определяется порогом срабатывания защиты по току $I_{0\max}$. Выходная характеристика данной микросхемы представлена на рисунке

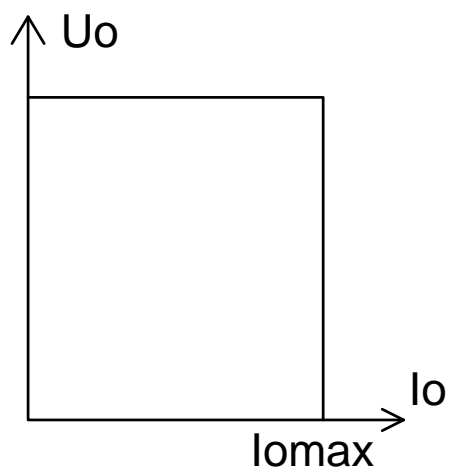


Рисунок 3.6 – Форма выходной характеристики

Микросхема выпущена в корпусе типа ТО-220. На рисунке 3.7 показана структурная схема ИС.

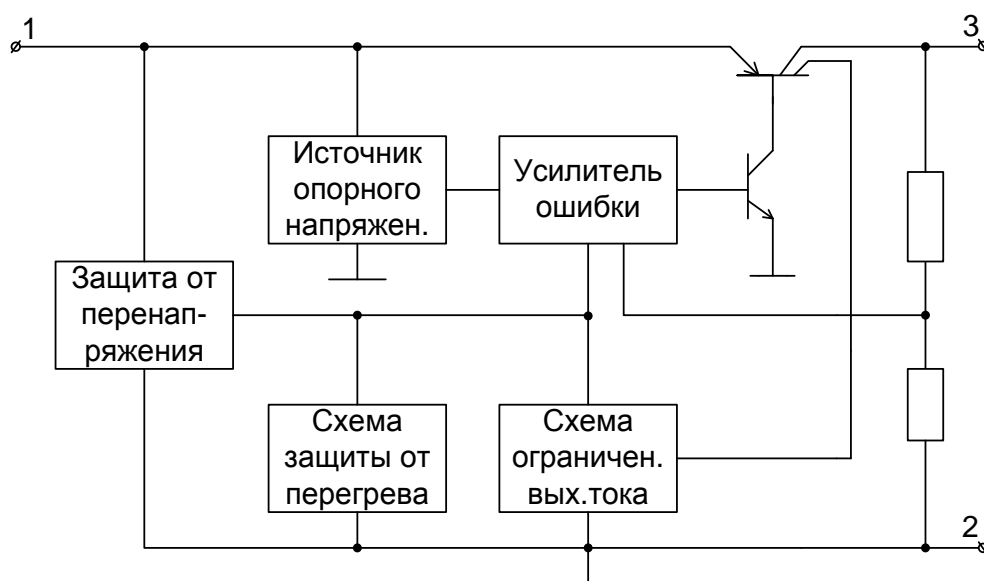


Рисунок 3.7 – Структурная схема ИС

В таблице приведено описание выводов микросхемы.

Типовая схема включения ИС показана на рисунке 3.8.

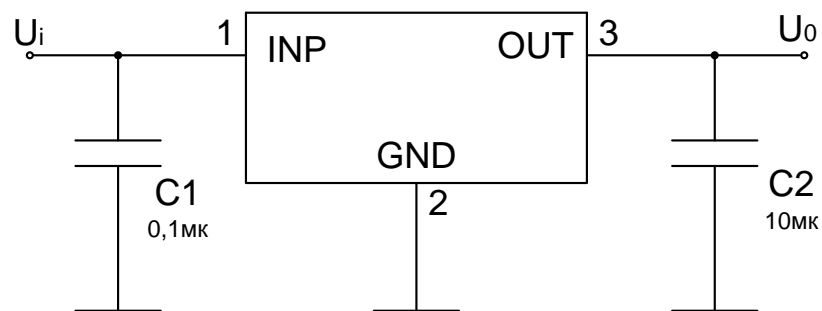


Рисунок 3.8 – Типовая схема включения ИС

В данном стабилизаторе в случае короткого замыкания выходной ток ограничивается максимальным значением. В состав микросхемы стабилизатора введена схема тепловой защиты. При температуре кристалла более 150°C происходит полное выключение стабилизатора на время, пока температура не опустится ниже 150°C .

Таким образом, микросхема КР1158ЕН9А служит для подачи стабилизированного напряжения в 9 В на генератор сигналов. Микросхема имеет минимальное напряжение вход – выход 0,6 В. Это означает, что на вход микросхемы должно подаваться напряжение не меньше чем 9,6 В. Таким образом, возникает вопрос о создании узла контроля напряжения батареи, чтобы контролировать напряжение питания стабилизатора [12].

Узел контроля напряжения батареи

Узел контроля напряжения батареи собран на операционном усилителе. Компараторы осуществляют переключение выходного напряжения, когда изменяющийся входной сигнал становится выше или ниже определенного уровня. Компараторы принадлежат к классу формирователей, предназначенных для перехода от аналоговых сигналов к цифровым. Поэтому оконечные каскады компараторов обычно конструируются таким образом, чтобы выходное напряжение соответствовало бы принятым логическим уровням распространенных цифровых микросхем.

Если включить операционный усилитель (ОУ) без обратной связи так, как это показано на рисунке, и подать на один вход сигнал $U_{вх}$, а на другой — постоянный уровень опорного напряжения $U_{оп}$, то выходное напряжение $U_{вых}$ скачком изменяется от максимального до минимального (или наоборот), когда сигнал проходит заданный на другой вход уровень сравнения.

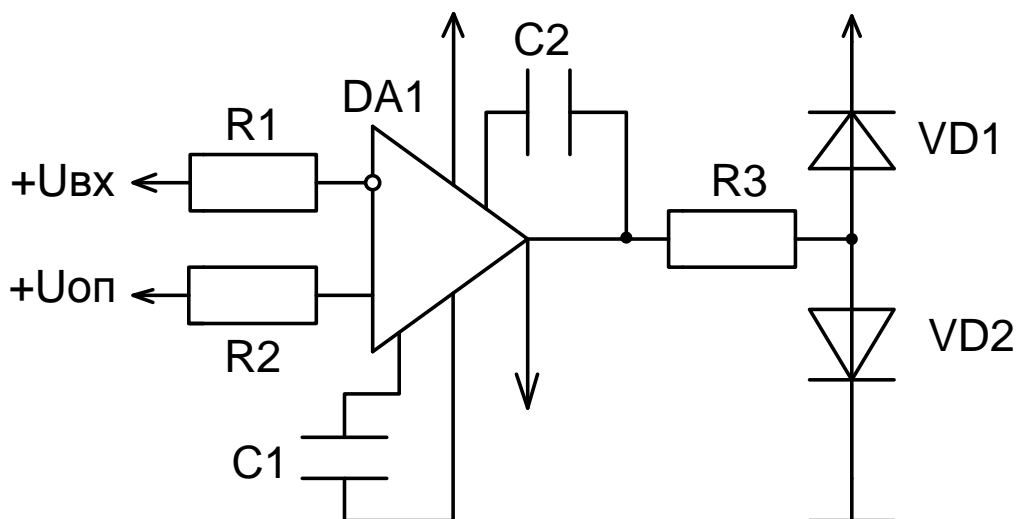


Рисунок 3.9 – Включение операционного усилителя

В приведенной схеме выходное напряжение соответствует уровням логической 1 и логического 0 цифровых ТТЛ-микросхем, для чего использованы вспомогательный источник напряжения +3 В и ограничитель на кремниевых диодах VD1, VD2. Если поменять местами $U_{вх}$ и $U_{оп}$, изменится порядок переключения выходного напряжения. Благодаря высокому коэффициенту усиления ОУ схема, переключается при очень малой разности напряжений входного сигнала и постоянного уровня, т.е сравнение двух напряжений происходит с высокой точностью [13].

Узел контроля напряжения батареи построен на полупроводниковой интегральной микросхеме КР(КФ)140УД608 (рис), которая представляет собой операционный усилитель с малыми входными токами и внутренней

коррекцией, предназначенной для построения решающих усилителей, сумматоров, интеграторов. Схема узла контроля напряжения батареи изображена на рисунке 3.10.

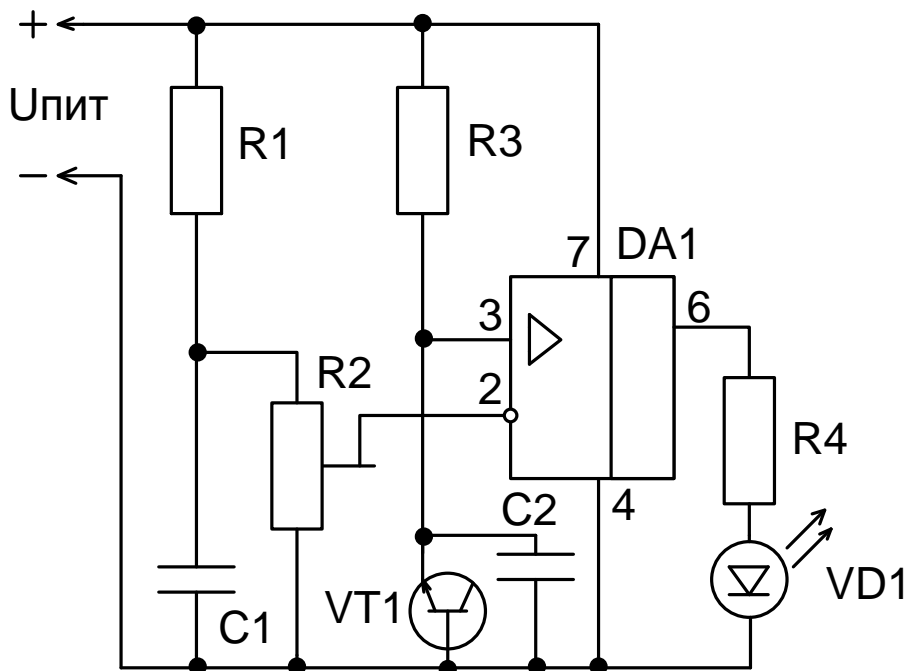


Рисунок 3.10 – Схема узла контроля напряжения батареи

На резисторе R_6 и эмиттерном переходе транзистора VT1 (КТ315Б), включенном в обратном направлении, собран источник образцового (опорного) напряжения (около 6,5 В). Данное напряжение подается на прямой вход операционного усилителя DA1 (КР140УД608). А с делителя напряжения R_1 , R_2 часть контролируемого напряжения батареи питания поступает на инвертирующий вход.

Резистором R_2 это напряжение можно изменять в небольших интервалах. Конденсаторы C_1 , C_2 повышают помехоустойчивость компаратора. В исходном состоянии, когда напряжения питания батареи высокое (более 9,6 В), на выходе компаратора выходное напряжение минимальное и светодиод не светится. При понижении напряжения батареи ниже 9,6 В компаратор переключается, на выходе появляется

напряжение высокого уровня и светодиод загорается. Резистор R_8 ограничивает ток, протекающий через светодиод [14].

Вместо транзистора можно использовать стабилитрон, но рациональнее использовать транзистор. Это связано с тем, что его потребляемость тока транзистора меньше, чем стабилитроном (в десятки раз). Также учтены меньший вес и габариты транзистора.

3.3. Расчет элементов вторичного источника электрического питания

Структурная схема источника вторичного электропитания (ИВЭП)

По классической схеме источник вторичного электропитания должен содержать трансформатор, выпрямитель и фильтр. На выходе источника питания должны обеспечиваться необходимые напряжение, ток и коэффициент пульсаций. Таким образом, возникает необходимость применить также стабилизатор напряжения.

Структурная схема представлена на рисунке 3.11.

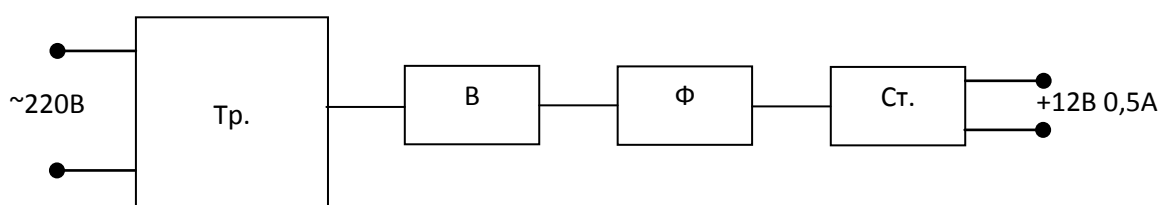


Рисунок 3.11 – Структурная схема ИВЭП

Трансформатором называют электромагнитный аппарат, посредством которого переменный ток одного напряжения преобразуется в переменный ток другого напряжения той же частоты. В трансформаторе используется явление взаимной индукции. Конструктивные параметры трансформаторов при расчете выбирают из условия обеспечения допустимого падения напряжения на обмотках и их перегрева. При выборе магнитопровода определяющими являются трансформируемая мощность и частота тока.

В качестве выпрямителя выбрана мостовая схема включения. Её достоинства:

- низкое выходное сопротивление;
- низкое обратное напряжение на вентилях;
- отсутствует подмагничивание сердечника трансформатора.

На выходе выпрямителя поставлен сглаживающий фильтр.

Емкостной фильтр – самый простой и дешёвый, но применение его существенно увеличивает амплитуду тока через диоды и увеличивает помехи, вносимые ИВЭП в сеть. Индуктивно-емкостной фильтр уменьшает эти недостатки, кроме того, он используется при больших токах нагрузки, благодаря незначительному падению напряжения на дросселе. Основным недостатком является высокие массогабаритные показатели дросселя. Исходя из приведённых соображений, выбран С-фильтр для ИВЭП [15].

Расчет трансформатора

Исходными данными для расчета силового трансформатора являются:

- электрическая схема (количество обмоток) трансформатора;
- схема подключаемой нагрузки (напряжение, сопротивление и т.п.);
- напряжение и частота питающей сети;
- масса, габариты, стоимость.

Определим значение тока, текущего через вторичную обмотку трансформатора:

$$I_2 = 1.5I_n = 1.5 \cdot 0.5 = 0.75 \text{ A}, \quad (3.1)$$

где I_2 - максимальный ток через вторичную обмотку трансформатора, А;

I_n - максимальный ток нагрузки, А.

Определим мощность, потребляемую выпрямителем от вторичной обмотки трансформатора:

$$P_2 = U_2 I_2 = 15 \cdot 0.75 = 11.25 \text{ Вт}, \quad (3.2)$$

где U_2 - напряжение на вторичной обмотке, В.

Подсчитаем мощность трансформатора:

$$P_{mp} = 1.25 P_2 = 1.25 \cdot 11.25 = 14.1 \text{ Вт}, \quad (3.3)$$

где P_2 - максимальная мощность, потребляемая от вторичной обмотки трансформатора, Вт.

Определим значение тока, текущего в первичной обмотке:

$$I_1 = \frac{P_{mp}}{U_1} = \frac{14.1}{220} = 0.064 \text{ А} = 64 \text{ мА}, \quad (3.4)$$

где U_1 - напряжение на первичной обмотке трансформатора (сетевое напряжение).

Рассчитаем необходимую площадь сечения сердечника магнитопровода:

$$S = 1.3 \cdot P_{mp} = 1.3 \cdot 14.1 = 18.33 \text{ см}^2. \quad (3.5)$$

Определим число витков первичной (сетевой) обмотки:

$$W_1 = 50 \cdot U_1 / S = 50 \cdot 220 / 18.33 = 600. \quad (3.6)$$

Подсчитывают число витков вторичной обмотки:

$$W_1 = 55 \cdot U_2 / S = 55 \cdot 15 / 18.33 = 45. \quad (3.7)$$

Определим диаметры проводов обмоток трансформатора из таблицы.

Таблица 3.3 – Данные для определения диаметра проводов обмоток

$I_{об}, mA$	< 25	25-60	60-100	100-160	160-250	250-400	400-700	700-1000
$d, мм$	0.1-1	0.1-0.5	0.2	0.25	0.3	0.4	0.5	0.6

Так как $I_1 = 60 mA$, то выбираем диаметр $d = 0.15 мм$.

Исходя из расчетов выбираем трансформатор ТПП 282-127/220-50.

Электрический расчет выпрямителя и фильтра

Выпрямительные устройства (выпрямители) относятся к вторичным источникам электропитания, для которых первичными источниками являются сети переменного тока. Выпрямители используются для преобразования переменного напряжения питающей сети в постоянное. Вентиль представляет собой нелинейный элемент, сопротивление которого в прямом направлении в сотни - тысячи раз меньше, чем в обратном.

Основными параметрами выпрямителей являются:

- напряжение и частота питающей сети и их отклонения от номинальных;
- полная мощность, потребляемая от питающей сети при номинальной нагрузке;
- номинальный ток нагрузки и его возможные отклонения от номинального;

- номинальное выходное напряжение;

- коэффициент пульсаций выходного напряжения $K_{п0}$, %, который представляет собой отношение двойной амплитуды пульсаций $2U_m$ к номинальному выходному напряжению U_0 :

$$K_{п0} = (2U_m / U_0) \cdot 100\% . (3.8)$$

Двойная амплитуда пульсаций измеряется как сумма положительной и отрицательной полуволн переменной составляющей выходного напряжения [15].

Однофазная мостовая схема, которая изображена на рисунке 3.12, характеризуется хорошим использованием мощности трансформатора, поэтому рекомендуется при выходных мощностях до 1000 Вт и более.

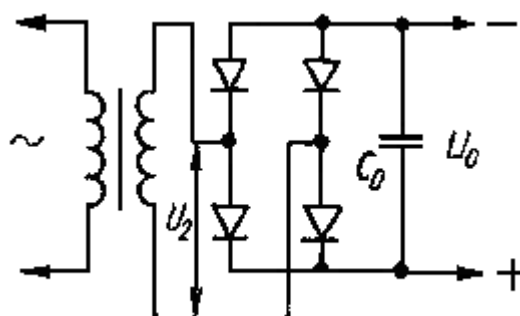


Рисунок 3.12 – Однофазная мостовая схема

Обратное напряжение на вентилях при этой схеме в два раза меньше, чем при одно- и двухполупериодной схемах выпрямителя. Напряжение на вторичной обмотке трансформатора при мостовой схеме примерно в два раза меньше, чем при двухполупериодной со средним выводом обмотки, частота пульсаций такая же.

Теперь произведем расчет выпрямителя.

Исходными данными для расчета выпрямителя являются выпрямленное напряжение U_0 и ток I_0 , коэффициент пульсаций напряжения на входе фильтра $K_{п0}$, напряжение питающей сети f . Частота питающей сети 50 Гц. Коэффициент пульсаций, принимаемый для расчета, не должен превышать 0,15, а допустимое относительное значение переменной составляющей напряжения для выбранных конденсаторов фильтра должно быть не меньше 0,05.

Для оптимального питания генератора сигналов для электрокардиографа необходимы:

1) $U_0 = 12B$;

2) $I_0 = 0.5A$;

3) $K_{п0} = 0,08$.

Определим значения обратного напряжения на вентилях $U_{обр}$, среднего тока I_{cp} и амплитуды тока I_m через вентили.

$$U_{обр} = 1.5 \cdot U_0 = 1.5 \cdot 16 = 24B. \quad (3.9)$$

$$I_{cp} = I_0 / 2 = 0.5 / 2 = 0.25A. \quad (3.10)$$

$$I_m = 3.5 \cdot I_0 = 3.5 \cdot 0.5 = 1.75A. \quad (3.11)$$

Выбираем диоды типа КД226А с параметрами:

- максимальное обратное напряжение – 100 В;
- максимальный прямой ток – 2 А;
- максимальный обратный ток – 50 мкА;
- максимальное прямое напряжение - 1.4 В.

Далее определим сопротивление нагрузки выпрямителя:

$$R_n = \frac{U_0}{I_0} = \frac{12}{0.5} = 24 \text{ Ом} . \quad (3.12)$$

Принимаем сопротивление обмоток трансформатора:

$$r_{mp} = 0.05R_n = 1.6 \text{ Ом} . \quad (3.13)$$

Найдем прямое сопротивление выпрямительного диода по приближенной формуле:

$$r_{np} = U_{np} / 3I_{cp} , \quad (3.14)$$

где U_{np} - постоянное прямое напряжение на диоде.

$$r_{np} = U_{np} / 3I_{cp} = 1.4 / 3 \cdot 0.25 = 1.87 \text{ Ом} . \quad (3.15)$$

Определим активное сопротивление фазы выпрямителя по формуле:

$$r = r_{mp} + 2r_{np} = 3.2 + 2 \cdot 1.87 = 6.94 \text{ Ом} . \quad (3.16)$$

Далее необходимо найти расчетный коэффициент А по формуле:

$$A = 1.6 \frac{r}{R_n} = 1.6 \frac{6.94}{32} = 0.35 . \quad (3.17)$$

В зависимости от найденного значения А найдем вспомогательные коэффициенты В, D, F Н по графикам, показанных на рисунке 3.13.

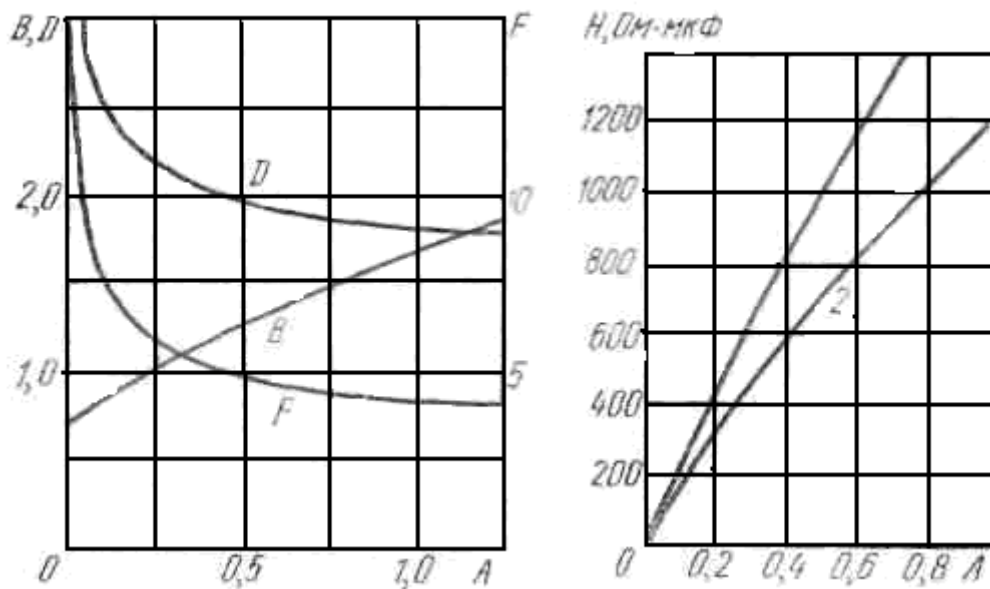


Рисунок 3.13 – Графики для определения вспомогательных коэффициентов

Таким образом, $B=1.1$; $D=2.1$; $F=1.1$; $H=580 \text{ Ом} \cdot \text{мкФ}$.

Вычислим значения обратного напряжения на диодах и амплитуду прямого тока через диоды:

$$U_{обр} = 1.4 \cdot U_{2x} = 1.4 \cdot 17.6 = 24.6 \text{ В}, \quad (3.18)$$

$$I_m = 0.5 F I_0 = 0.5 \cdot 1.1 \cdot 0.5 = 0.275 \text{ А}, \quad (3.19)$$

где $U_{2x} = B \cdot U_0 = 1.1 \cdot 16 = 17.6 \text{ В}$ - напряжение на вторичной обмотке трансформатора (в режиме холостого хода), а значение тока вторичной обмотки

$$I_2 = D I_0 / \sqrt{2} = 2.1 \cdot 0.5 / \sqrt{2} = 0.74 \text{ А}.$$

Таким образом, полученные выше значения не превышают допустимых значений для выбранных диодов. Определим выходную емкость выпрямителя (входную емкость фильтра) C_0 по формуле:

$$C_0 = \frac{H}{r K_{н0}} = \frac{580}{6.94 \cdot 0.1} = 841 \text{ мкФ}. \quad (3.20)$$

Выбираем конденсатор К50-37-1000мкФ×25В [15].

На рисунке 2.16 показана электрическая принципиальная схема блока питания.

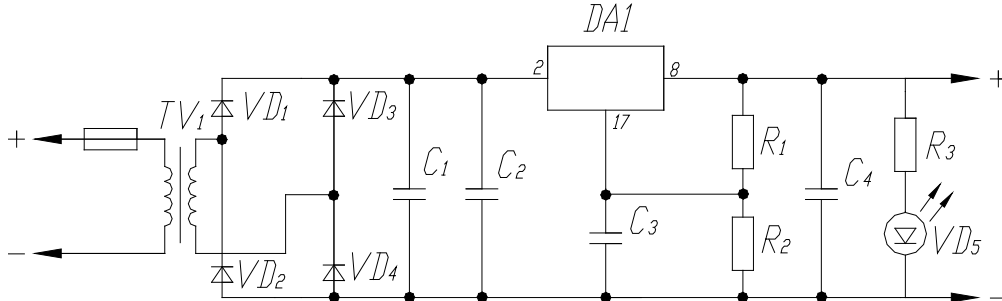


Рисунок 3.14 – Электрическая принципиальная схема блока питания

Расчёт фильтров НЧ И ВЧ Рассчитаем фильтр низких частот Баттерворта третьего порядка с данными параметрами

$$R1 = R2 = R3 = R = 11 \text{ (кОм)}; R4 = 22 \text{ (кОм)}; f_{\text{в}} = 200 \text{ (Гц)}$$

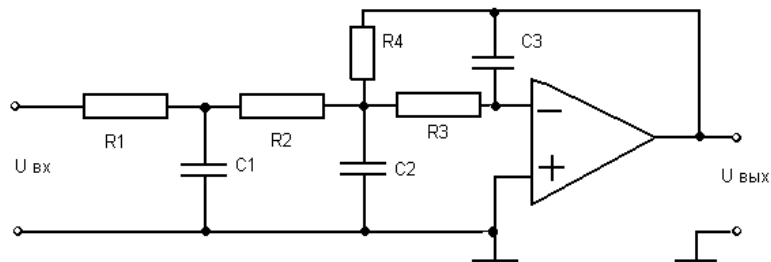


Рисунок 3.15 - Фильтр нижних частот Баттерворта третьего порядка

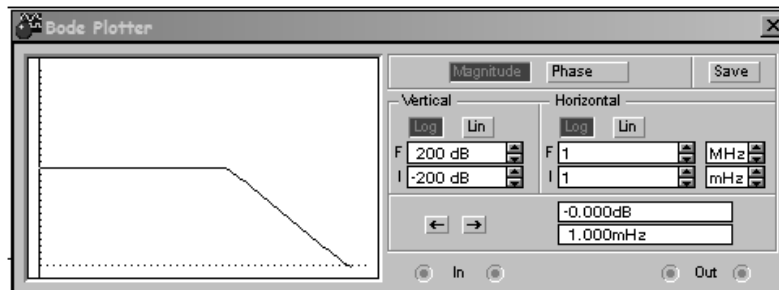


Рисунок 3.16 - АЧХ фильтра нижних частот

Вычислим ёмкость:

$$C_1 = \frac{2.455}{2 \cdot \pi \cdot f_B \cdot R}; C_2 = \frac{2.1089}{2 \cdot \pi \cdot f_B \cdot R}; C_3 = \frac{0.1931}{2 \cdot \pi \cdot f_B \cdot R}$$

$$C_1 = \frac{2.455}{6.28 \cdot 200 \cdot 11 \cdot 10^3} = 17.8 \cdot 10^{-8} \text{ (Ф)}$$

$$C_2 = \frac{2.1089}{6.28 \cdot 200 \cdot 11 \cdot 10^3} = 15.2 \cdot 10^{-8} \text{ (Ф)}$$

$$C_3 = \frac{0.1931}{6.28 \cdot 200 \cdot 11 \cdot 10^3} = 1.4 \cdot 10^{-8} \text{ (Ф)}$$

2.2.2 Рассчитаем фильтр верхних частот Баттерворта третьего порядка с данными параметрами:

$$C_1 = C_2 = C_3 = 11000 \text{ (пФ)}; C_4 = \frac{C_1}{2} = 5500 \text{ (пФ)}; f_H = f_0 = 200 \text{ (Гц)}$$

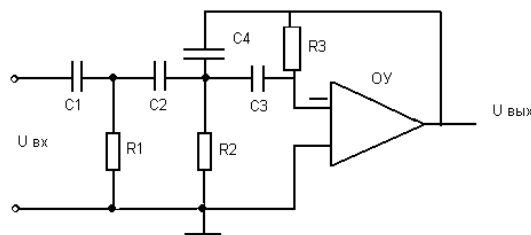


Рисунок 3.17 - Фильтр верхних частот Баттерворта третьего порядка

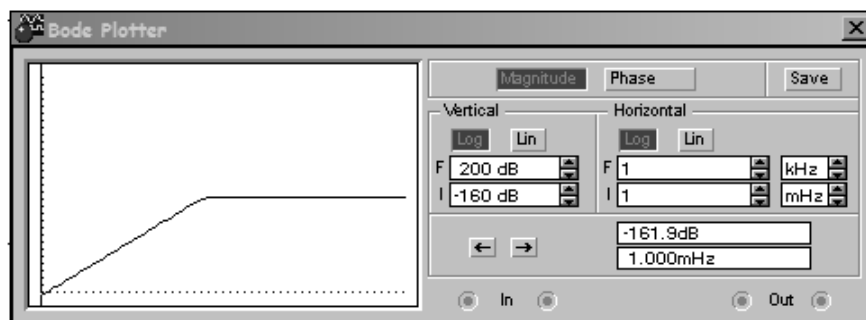


Рисунок 3.18 - АЧХ фильтра верхних частот

Формулы для реактивных элементов:

$$R_1 = \frac{1}{2}; R_2 = \frac{1}{2}; R_3 = \frac{1}{2}$$

$$R_1 = \frac{0.4074}{6.28 \cdot 200 \cdot 1100 \cdot 10^{-9}} = 295 \text{ (кОм)}$$

$$R_2 = \frac{0.4742}{6.28 \cdot 200 \cdot 1100 \cdot 10^{-9}} = 343 \text{ (кОм)}$$

$$R_3 = \frac{5.1766}{6.28 \cdot 200 \cdot 1100 \cdot 10^{-9}} = 4 \text{ (МОм)}$$

3.4. Расчет входного операционного усилителя

Входной усилитель (на операционном усилителе)

Предварительный входной усилитель с использованием ОУ:

$$U_{\text{ВХ}} = 2 \text{ мВ,}$$

$$R_{\text{ВЫХ}} = 1 \text{ кОм,}$$

$$R_{\text{ВХ}} = 500 \text{ кОм,}$$

$$U_{\text{ПИТ}} = \pm 15 \text{ В,}$$

$$U_{\text{ВЫХ}} = 1 \text{ В}$$

Предварительный усилитель с заданными входными и выходными параметрами можно спроектировать, исходя из справочных данных, на микросхеме широкого применения К140УД1А с дополнительной стабилизацией напряжения питания до $\pm 12,6\text{в}$, и используя схему инвертирующего усилителя.

Принципиальная электрическая схема приведена на рис.2.1

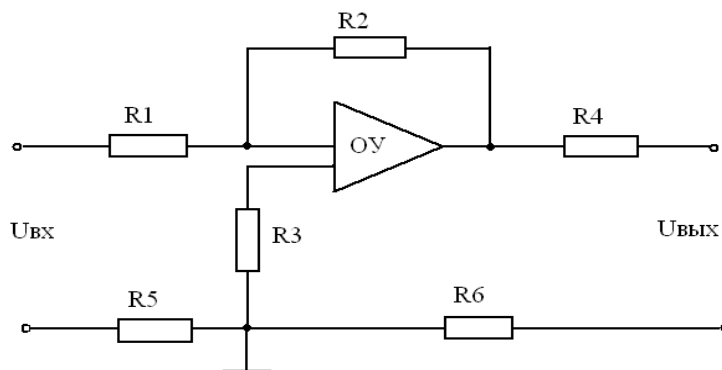


Рисунок 3.19 - Принципиальная электрическая схема каскада усиления на ОУ Входное сопротивление инвертирующего усилителя на ОУ всегда выше внутреннего сопротивления ОУ и реально равно:

$$R_{\text{вх}} = R_{\text{вх.м}} \cdot (1 + \beta_{\text{и}} \cdot K_{\text{и.м}})$$

где $R_{\text{вх.м}}$ - внутреннее сопротивление микросхемы,

$\beta_{\text{и}}$ - коэффициент передачи обратной связи ($\beta_{\text{и}} = \frac{R_1}{R_2}$),

$K_{\text{и.м}}$ - коэффициент усиления микросхемы без обратной связи.

Для микросхемы К140УД1А (из справочника):

$$R_{\text{вх.м}} = 400 \text{ Ом}; K_{\text{и.м}} \geq 1000$$

Отсюда, $R_{\text{вх.м}}$ усилительного каскада равно:

$$R_{\text{вх}} = 400 \cdot \left(1 + \frac{1.3}{910} \cdot 1000\right) = 9714$$

Для получения заданного входного сопротивления (500 КОм), вход усилителя нужно зашунтировать сопротивлением R3 (подключить параллельно входу). Тогда $R_{\text{вх.м}}$ будет равно:

$$R_{\text{вх}} = \frac{R_{\text{вх.ус}} \cdot R_2}{R_{\text{вх.ус}} + R_2}$$

Выбирая $R_2 = 1100 \text{ КОм}$ (1.1 МОм)

$$R_{\text{вх}} = \frac{971 \cdot 1100}{971 + 1100} = 515 \text{ КОм} \approx 500 \text{ КОм}$$

Выходное сопротивление реального усилительного каскада всегда меньше выходного сопротивления микросхемы:

$$R_{\text{вх}} = R_{\text{вых.м}} \cdot \left[\frac{1}{(1 + \beta_{\text{и}} \cdot K_{\text{и.м}})} \right]$$

где $R_{\text{ВЫХ.М}}$ - сопротивление выхода микросхемы ($R_{\text{ВЫХ.М}} = 700 \text{ Ом}$), $\beta_{\text{И}}$ - коэффициент передачи обратной связи ($\beta_{\text{И}} = \frac{R_1}{R_2}$), $K_{\text{Н.М}}$ - коэффициент усиления микросхемы без обратной связи.

$$R_{\text{ВЫХ}} = 700 \left[\frac{1}{\left(1 + \frac{1.3}{910} \cdot 1000\right)} \right] = 288 \text{ Ом}$$

Для получения заданного выходного сопротивления усилителя (1000 Ом), выходное сопротивление микросхемы должно быть равно:

$$\frac{1000 \cdot 700}{288} = 2431 \text{ Ом} \approx 2400 \text{ Ом}$$

Для получения такого выходного сопротивления микросхемы в выходную цепь микросхемы последовательно включаем резистор R4:

$$R_4 = 2400 - 700 = 1700 = 1.7 \text{ кОм}$$

$$R_4 = (700 + 1700) \left[\frac{1}{\left(1 + \frac{1.3}{910} \cdot 1000\right)} \right] = 1000 \text{ Ом}$$

Резистор R4 также будет являться защитой выхода микросхемы от короткого замыкания.

Сопротивление нагрузки проектируемого усилителя по заданию составляет 500 Ом. При выходном сигнале 1 В, ток в нагрузке будет равен:

$$I' = \frac{U_{\text{ВЫХ}}}{R'}$$

$$I' = \frac{1}{500} = 0.002 = 2 \text{ мА}$$

Для микросхемы К140УД1А максимальный выходной ток по справочнику составляет 3 мА, что в полтора раза превышает расчетный.

Микросхема К140УД1А питается от двухполярного стабилизированного источника питания напряжением $\pm 12.6\text{В}$. Так как по заданию напряжение источника питания $\pm 15\text{В}$, то для питания усилителя целесообразно применить параметрические стабилизаторы R6V1 и R7V2. Стабилитроны V1 и V2 с напряжением стабилизации $12 \div 13\text{ В}$ и током стабилизации $10 \div 20\text{ мА}$. Для этого подойдут стабилитроны КС212, КС213 или КС512, КС513.

Балластные резисторы R6 и R5 при падении напряжения на них:

$$U_{\text{пад}} = 15\text{ В} - 12.6\text{ В} = 2.4\text{ В}$$

обеспечивают ток порядка 15 мА (0.015 А) и имеют сопротивление равное:

$$R = \frac{U_{\text{пад}}}{I}$$

$$R_5 = R_6 = \frac{2.4}{0.015} = 160\text{ Ом} \pm 20\%$$

3.5. Расчет аналогово-цифрового преобразователя (АЦП)

Цифровая обработка сигналов (ЦОС) является базовым принципом для разработки функциональной структуры современных многоканальных электрокардиографов. Качество ЦОС в значительной мере определяется качеством аналого-цифрового преобразования (АЦП), которое, в свою очередь, в значительной мере зависит от качества выделения электрокардиографического сигнала.

В ходе расчета функциональных узлов кардиографа было установлено число разрядов АЦП = 6

Коэффициент усиления канала = 667

Время выполнения цифрового преобразования в одной точке = $0,9 \cdot 10^{-6}$ сек.

Общий объем памяти по всем отведениям = 64.8 Кбит

Расчет АЦП

Исходные данные:

Относительная погрешность измерения $\gamma = 2\%$

Верхняя частота полосы пропускания ОУ $f_b = 300$;

Ожидаемое максимальное напряжение $U_m = 2$ В;

Среднее напряжение помех $\sigma_n = 35$ μ В

Напряжение сигнала на входе ОУ $U_1 = 3$ мВ

Число отведений $l = 4$

Рассчитаем число разрядов АЦП

Находим необходимое число разрядов кода n_m из условий заданной точности

$$n_m \geq \frac{\ln \frac{100}{\gamma\%}}{\ln 2} = \frac{\ln \frac{100}{2}}{\ln 2} = 5.66$$

выбираем первое большее число разрядов $n_m = 6$

1) Для проверки выбора по помехам и шумам уровень собственных шумов на входе ОУ определяем по формуле:

для расчета принимаем

$$\rho = 30 \cdot 10^{-9} \text{ В/Гц}$$

$$\sigma_{ш} = \rho \cdot f_B = 30 \cdot 10^{-9} \cdot 300 = 9 \cdot 10^{-6} \text{ В}$$

Уровень шума резисторов на входе:

для расчета принимаем плотность шумов для металлопленочных резисторов группы

$$A \cdot \rho = 4 \cdot 10^{-3} \text{ 1/B}, U = 2 \cdot 10^{-3} \text{ В}$$

$$\sigma_R = \rho \cdot U = 4 \cdot 10^{-6} \cdot 2 \cdot 10^{-3} = 8 \cdot 10^{-9} \text{ В}$$

Вычислим среднее значение помех на входе канала по формуле:

$$\sigma = \sqrt{\sigma_R^2 + \sigma_{ш}^2 + \sigma_n^2} = \sqrt{(8 \cdot 10^{-9})^2 + (9 \cdot 10^{-6})^2 + (15 \cdot 10^{-6})^2} = 1.75 \cdot 10^{-5} \text{ В}$$

2) Определяем коэффициент усиления канала:

$$K_U = \frac{U_m}{U_1} = \frac{2}{3 \cdot 10^{-3}} = 667$$

Определяем число разрядов АЦП с учетом помех:

$$n_{ш} = \frac{\ln \frac{U_m}{2 \cdot K_U \cdot \sigma}}{\ln 2} = \frac{\ln \frac{2}{2 \cdot 667 \cdot 1.75 \cdot 10^{-4}}}{\ln 2} = 3.13$$

принимаем $n_{ш} = 3$. Т. к. помехи и шумы велики, то необходимо принять специальные меры по снижению их влияния.

Поэтому произведем пересчет числа разрядов с учетом коэффициента подавления помех по формуле:

$$n_{ш} = \frac{\ln \frac{U_m \cdot K_n}{2 \cdot K_U \cdot \sigma}}{\ln 2} = \frac{\ln \frac{2 \cdot 8}{2 \cdot 667 \cdot 1.75 \cdot 10^{-4}}}{\ln 2} = 6.14$$

Принимаем количество разрядов $n_{ш} = 6$.

По условию точности нужно 8 разрядов. К1107 ПВ2 с 8-разрядным выходным кодом, $T_{прб} = 100 \text{ нс}$, $P_{пот} = 2,5 \text{ Вт}$

Разработка общих параметров многоканального цифрового кардиографа

1) Определим число дискретных выборок m за одну секунду при цифровом преобразовании сигнала кардиограммы по одному отведению:

$$m = 1.6 \cdot f_B = 1.6 \cdot 300 = 480$$

f_B целесообразно выбрать так, чтобы было удобно отсчитывать текущее время, т.е. кратное 50 Гц. $f_n = 450$ Гц

2) Определяем число точек K_T цифрового преобразователя приходящихся на один короткий зубец ЭКГ с длительностью $\tau = 0,05$ сек.:

$$K_T = f_n \cdot \tau_s = 450 \cdot 0.05 = 22.5$$

3) Определяем величину временного интервала T_n на ЭКГ между выполняемыми преобразованиями на одном отведении согласно формуле:

$$T_n = \frac{1}{f_n} = \frac{1}{450} = 2 \cdot 10^{-3}$$

4) Находим частоту f_n задающего генератора при числе отведений $l = 2$:

$$F_T = l \cdot f_n = 2 \cdot 450 = 900 \text{ Гц}$$

при этом период сигнала задающего генератора T_T снижается с ростом числа отведений l и составляет:

$$T_T = \frac{1}{F_T} = \frac{1}{900} = 1 \cdot 10^{-3}$$

5) Оценим время $\tau_{пр}$, необходимое для выполнения цифрового преобразования в одной точке ЭКГ:

$$\tau_{пр} = \tau_{ацп} + \tau_{озу} + \tau_{лс} = 0.1 \cdot 10^{-6} + 0.3 \cdot 10^{-6} + 5 \cdot 10^{-7} = 0.9 \cdot 10^{-6}$$

где: $\tau_{ацп} = 100$ нс - время преобразования схемой АЦП;

$\tau_{озу} = 300$ нс - время обращения к ОЗУ;

$\tau_{лс} = 5 \cdot 10^{-7}$ с - время преобразования логическими схемами;

$$\tau_{лс} = N_{лс} \cdot \tau_{1л} = 25 \cdot 20 \cdot 10^{-9} = 5 \cdot 10^{-7} \text{ сек}$$

где: $N_{лс} = 25$ - число ИМС логики;

$\tau_{1л} = 20$ нс - время задержки сигнала на одной схеме.

6) Максимальное число выборок N_B цифрового преобразования за одну секунду или максимальная частота $f_{пм}$ преобразования составляет:

$$N_B = f_{пм} = \frac{1}{\tau_{пр}} = \frac{1}{0.9 \cdot 10^{-6}} = 1.1 \cdot 10^6 \text{ Гц}$$

7) Максимальная частота преобразования по одному отведению при $l = 2$:

$$N_{B1} = f_{пм1} = \frac{N_B}{l} = \frac{1.1 \cdot 10^6}{2} = 0.55 \cdot 10^6 \text{ Гц}$$

Эта частота достаточно велика и превышает выбранную в требуемую частоту преобразования.

Расчет количества ИМС ОЗУ

Число разрядов кода = 6;

Частота преобразования по одному отведению $f_{п} = 450$ Гц

Определяем время $T_{ан}$ записи:

$$T_{ан} = 3 \cdot \tau_{RR} = 3 \cdot 1 = 3 \text{ сек}$$

ЗАКЛЮЧЕНИЯ

С целью анализа вопросов контроля и оптимизации технических параметров характеристик рассмотрены: - физические основы электрокардиографии, электрическое моделирование биополе сердца;

Свойство распределения электрокардио импульсов в теле пациента:

- гармонический спектр электрокардиограммы;

Влияние широко – распространенных патологий сердца на вид электрокардиограммы;

- принцип построения и структурная схема электрокардиографов;

- источники помех и способы уменьшения их влияние на измерение временных параметров ЭКГ. Проведен анализ существующих методов контроля и оптимизации технических характеристик и параметров.

Техническими параметрами и характеристиками электрокардиографов являются их пороговая чувствительность, помехозащищенность, надёжность и быстродействие работы составляющих его элементов, достаточный коэффициент усиления электрических сигналов операционными усилителями, отсутствие высших гармоник напряжения на выходе источника вторичного питания, обеспечение соответствующий гармонических спектров записи и отпираия электрических фильтров, получения на выхода имитатора сигналов стандартных частот, обеспечения постоянной скорости протяжки ленточного механизма и.т.д. Как показывают состояние вопроса технического контроля и их оптимизации, анализ соответствующей научно – технических литературы;

Исходя из выше изложенного, условия обеспечения требуемых технических характеристик и их оптимизация должны быть учтены при

расчета всех составляющих элементов электрических блоков электрокардиографа.

Улучшение, постоянства и оптимизацию технических характеристик и параметров электрокардиографов можно достичь только при тщательном подборе и расчете всех электрических и механических элементов; при полном соблюдении правил эксплуатации.

Дальнейшее улучшение технических характеристик электрокардиографов можно достичь применением результатов новых научных исследований и разработок. Рассмотрены так же вопросы охраны труда и особенности антикризисного управления предприятиями.

Список использованной литературы

1. Козлов Д.В., Балашов Ю.С. Многофункциональный программируемый прибор регистрации электрокардиосигнала // Радиолокация, навигация, связь. Материалы 8-ой международной научно-технической конференции. Воронеж.23-25 апреля 2002. Том 1. С. 667–671.
2. Паспорт электрокардиографа ЭК1Т-04
3. “Особенности проектирования усилителей биопотенциалов для приборов регистрации функциональных параметров человека” - Д. Журавлёв, Ю. Балашов
4. Журавлёв Д.В. Оптимальный усилитель биопотенциалов в устройствах сбора биомедицинской информации // Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы. “Биомедсистемы – 2004”. Материалы всероссийской научно-технической конференции студентов, молодых учёных и специалистов. Рязань. 2004. С. 31–32.
5. А.А. Губа. Инструментальные усилители: особенности и применение. М.: Журнал “Радиоловитель” 04/2005, стр. 286-289.
6. Дехтярь Г.Я. Электрокардиографическая диагностика. М.: Медицина, 1972.
7. Джонс М.Х. Электроника: практический курс / Пер. с англ. М.: Постмаркет, 1999.
8. Мурашко В.В., Струтынский А.В. Электрокардиография. М.:МЕДпресс, 1998.
9. PC-CAPS. User's Manual. Schematic Personal CAD Systems Inc.1987.

10. Правила выполнения документов на электрические схемы. СТП 20-АСНИ РММ 05-01-83. ИАЭ. М., 1984.
11. Е.Я. Швец, Н.Г. Сидоренко. Методические указания к выполнению курсового проекта "Расчет функциональных узлов электрокардиографов" по дисциплине Цифровая схемотехника. - 3. 2002 г.
12. В.В. Мурашко, А.В. Скрутинский. Электрокардиография - М. 1987 г.
13. Цифровые и аналоговые интегральные микросхемы. Справочник. М. 1990 г.
14. Ю.С. Забродин. Промышленная электроника - М. 1982 г.
15. Клиническая электрокардиография. 2001 г.
16. Биофизика: Учеб./В. В. Ревин, Г. В. Максимов, О. Р. Кольс/ Под ред. проф. А.Б. Рубина. – Саранск: Изд-во мордов. Унта, 2002. – 156 с.
17. Дошицин В.Л. Практическая электрокардиография. – М.: Радио и связь, 1987. – 321 с.
18. Орлов В.Н. Руководство по электрокардиографии. – М.: Радио и связь, 1984. – 346 с.
19. Электрокардиография(ЭКГ). http://www.emed.com.ua/article.php?category_id=167&article_id=767&PHPSESSID=47dec5d47f89537e0a078eae1841c60c
20. Налетова А.М. Электрокардиографы и их поверка. – М.: АСМС, 2006.
21. Яковлев В.Л. Клиническая электрокардиография: Учебное пособие. – М.: Феникс, 2007. – 256 с.

22. Исаков И. И., Кушаковский М. С., Журавлева Н. Б., Клиническая электро-кардиография. – Л.: Мир, 1974. – 379 с.
23. Электрокардиография.
<http://medarticle17.moslek.ru/articles/47110.htm>
24. В.В. Мурашко Электрокардиография. – М.: МедПресс, 2006. – 320 с.
МедПресс 2006 320
25. Шило В.Л. Популярныe цифровые микросхемы: Справочник. – Челябинск: Металлургия, 1989. – 352 с.
26. Агаханян Т.М. Интегральные микросхемы. – М.: Высшая школа, 1983. – 360 с.
27. Бондар С.И. Трехвыводные стабилизаторы напряжения // Радиоаматор. – 2000, №1. – С. 31-32.
28. Успенский Б.Л. Интегральные компараторы напряжения // В помощь радиолюбителю. – 1987, №97. – С. 49-68.
29. Нечаев И.А. Светодиодный индикатор напряжения // Радио. – 2004, №8. – С. 55-56.
30. Терещук Р.М., Терещук К.М. Полупроводниковые приемно-усилительные устройства. – К.: Наукова думка, 1982. – 671 с.
31. Крылов В.Н., Бызеев В.Р. Стабилизаторы напряжения на К142ЕН // Радио. – 1978, №10. – С. 31-33.
32. Крылов В.Н. Выбор схемы стабилизатора напряжения // Радио. – 1978.