

Документ подписан простой электронной подписью

Информация о владельце:

ФИО: Локтионова Оксана Геннадьевна

Должность: проректор по учебной работе

Дата подписания: 31.12.2020 13:36:44

Уникальный программный ключ:


0b817ca911e6668abb13a50b0923c012a6b134930434870ca6d09

МИНОБРНАУКИ РОССИИ
Федеральное государственное бюджетное
образовательное учреждение высшего образования
«Юго-Западный государственный университет»
(ЮЗГУ)

Кафедра биомедицинской инженерии

УТВЕРЖДАЮ

Проректор по учебной работе

О.Г. Локтионова
«» 2017 г.



УЗЛЫ И ЭЛЕМЕНТЫ БИОТЕХНИЧЕСКИХ СИСТЕМ

Методические указания к лабораторным работам по дисциплине
«Узлы и элементы биотехнических систем»

Курск 2017

УДК 004.93:61

Составители: С.А. Филист, К.Д.А. Кассим.

Рецензент

Доктор технических наук, профессор А.Ф. Рыбочкин

Узлы и элементы биотехнических систем: методические указания к лабораторным работам / Юго-Зап. гос. ун-т; сост.: С.А. Филист, К.Д.А. Кассим. Курск, 2017. 118 с.

Предназначено для студентов по дисциплине «Узлы и элементы биотехнических систем».

Направления 12.03.04 «Биотехнические системы и технологии»

Текст печатается в авторской редакции

Подписано в печать *6.12.17*. Формат 60×84 1/16. Бумага офсетная.

Усл. печ. л. 6,9. Уч.-изд. л. 6,2. Тираж 100 экз. Заказ *2301*.

Юго-Западный государственный университет.

305040, г. Курск, ул. 50 лет Октября, 94.

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА №1. ИССЛЕДОВАНИЯ МЕТОДИКИ РЕГИСТРАЦИИ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЫ

1. Краткие теоретические сведения

1.1. Электрокардиографические отведения

Электрокардиограмма — это запись колебаний разности потенциалов, возникающих на поверхности возбудимой ткани или окружающей сердце проводящей среды при распространении волны возбуждения по сердцу. Запись ЭКГ производят с помощью электрокардиографов — приборов, регистрирующих изменения разности потенциалов между двумя точками в электрическом поле сердца (например, на поверхности тела) во время его возбуждения. Современные электрокардиографы отличаются высоким техническим совершенством и позволяют осуществить как одноканальную, так и многоканальную запись ЭКГ.

Изменения разности потенциалов на поверхности тела, возникающие во время работы сердца, фиксируют с помощью различных систем отведений ЭКГ. Каждое отведение регистрирует разность потенциалов, существующую между двумя определенными точками электрического поля сердца, в которых установлены электроды. Последние подключают к гальванометру электрокардиографа: один из электродов — к положительному полюсу гальванометра (это положительный, или активный, электрод отведения), второй электрод — к его отрицательному полюсу (отрицательный, или индифферентный, электрод отведения).

В настоящее время в клинической практике наиболее широко используют 12 отведений ЭКГ, запись которых является обязательной при каждом электрокардиографическом обследовании больного: 3 стандартных отведения, 3 усиленных однополюсных отведения от конечностей и 6 грудных отведений.

Стандартные отведения. Стандартные двухполюсные отведения, предложенные в 1913 г. Эйнтховеном, фиксируют разность потенциалов между двумя точками электрического поля,

удаленными от сердца и расположенными во фронтальной плоскости — на конечностях. Для записи этих отведений электроды накладывают на правой руке, левой руке и левой ноге (рисунок 1.1). Эти электроды попарно подключаются к электрокардиографу для регистрации каждого из трех стандартных отведений. Четвертый электрод устанавливают на правую ногу для подключения заземляющего провода (черная маркировка).

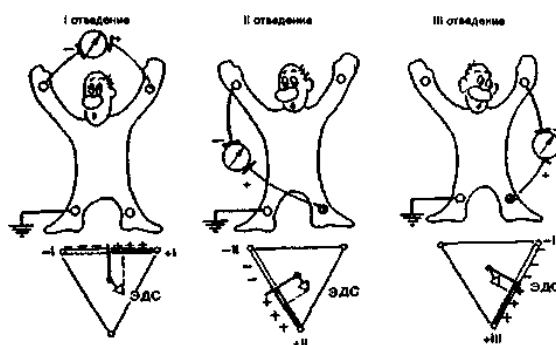


Рисунок 1.1 – Формирование трех стандартных электрокардиографических отведений от конечностей. Внизу — треугольник Эйнтховена, каждая сторона которого является осью того или иного стандартного отведения.

Стандартные отведения от конечностей регистрируют при следующем попарном подключении электродов:

- I отведение — левая рука (+) и правая рука (—);
- II отведение — левая нога (+) и правая рука (-);
- III отведение — левая нога (+) и левая рука (—).

Знаками (+) и (—) обозначено соответствующее подключение электродов к положительному или отрицательному полюсам гальванометра, т. е. указаны положительный и отрицательный полюса каждого отведения.

Как видно на рисунке 1.1, три стандартных отведения образуют равносторонний треугольник (треугольник Эйнтховена), вершинами которого являются правая рука, левая рука и левая нога с установленными электродами. В центре равностороннего треугольника Эйнтховена расположен электрический центр сердца, или точечный единый сердечный диполь, одинаково удаленный от всех трех стандартных отведений. Гипотетическая линия,

соединяющая два электрода, участвующих в образовании электрокардиографического отведения, называется осью отведения. Осями стандартных отведений являются стороны треугольника Эйнтховена. Перпендикуляры, проведенные из центра сердца, т. е. из места расположения единого сердечного диполя, к оси каждого стандартного отведения, делят каждую ось на две равные части: положительную, обращенную в сторону положительного (активного) электрода (+) отведения, и отрицательную, обращенную к отрицательному электроду (-).

Усиленные отведения от конечностей. Усиленные отведения от конечностей были предложены Гольдбергером в 1942 г. Они регистрируют разность потенциалов между одной из конечностей, на которой установлен активный положительный электрод данного отведения (правая рука, левая рука или левая нога), и средним потенциалом двух других конечностей (рисунок 1.2). Таким образом, в качестве отрицательного электрода в этих отведениях используют так называемый объединенный электрод Гольдбергера, который образуется при соединении через дополнительное сопротивление двух конечностей. Три усиленных однополюсных отведения от конечностей обозначают следующим образом:

- aVR — усиленное отведение от правой руки;
- aVL — усиленное отведение от левой руки;
- aVF — усиленное отведение от левой ноги.

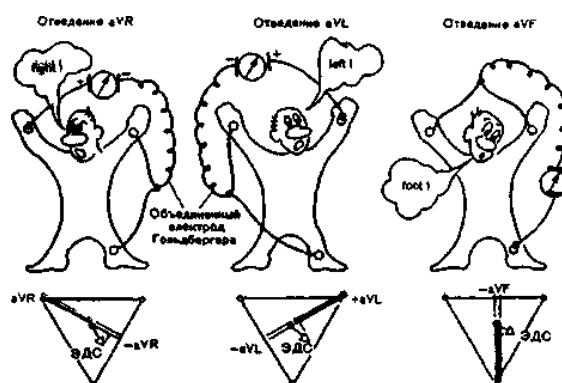


Рисунок 1.2 – Формирование трех усиленных однополюсных отведений от конечностей. Внизу — треугольник Эйнтховена и расположение осей трех усиленных однополюсных отведений от конечностей

Обозначение усиленных отведений от конечностей происходит от первых букв английских слов: a — augmented (усиленный), V — voltage (потенциал), R — right (правый), L — left (левый), F — foot (нога).

Как видно на рисунке 1.2, оси усиленных однополюсных отведений от конечностей получают, соединяя электрический центр сердца с местом наложения активного электрода данного отведения, т. е. фактически с одной из вершин треугольника Эйнтховена. Электрический центр сердца как бы делит оси этих отведений на две равные части: положительную, обращенную к активному электроду, и отрицательную, обращенную к объединенному электроду Гольдбергера.

Шестиосевая система координат [по Bayley]. Стандартные и усиленные однополюсные отведения от конечностей дают возможность зарегистрировать изменения ЭДС сердца во фронтальной плоскости, т. е. в плоскости, в которой расположен треугольник Эйнтховена. Для более точного и наглядного определения различных отклонений ЭДС сердца в этой фронтальной плоскости была предложена так называемая шестиосевая система координат [Bayley, 1943]. Она получается при совмещении осей трех стандартных и трех усиленных отведений от конечностей, проведенных через электрический центр сердца. Последний делит ось каждого отведения на положительную и отрицательную части, обращенные соответственно к активному (положительному) или к отрицательному электроду (рисунок 1.3).

Электрокардиографические отклонения в разных отведениях от конечностей можно рассматривать как различные проекции одной и той же ЭДС сердца на оси данных отведений. Сопоставляя амплитуду и полярность электрокардиографических комплексов в различных отведениях, входящих в состав шестиосевой системы координат, можно достаточно точно определять величину и направление вектора ЭДС сердца во фронтальной плоскости.

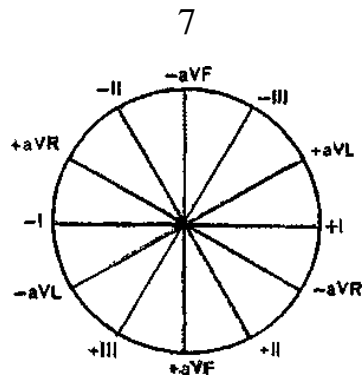


Рисунок 1.3 – Шестиосевая система координат по Вейлеу.
Объяснение в тексте

Направление осей отведений принято определять в градусах. За начало отсчета (0) условно принимают радиус, проведенный строго горизонтально из электрического центра сердца влево по направлению к положительному полюсу I стандартного отведения. Положительный полюс II стандартного отведения расположен под углом $+60^\circ$, отведения aVF — под углом $+90^\circ$, III стандартного отведения — под углом $+120^\circ$, aVL — под углом -30° , aVR — под углом -150° к горизонтали. Ось отведения aVL перпендикулярна оси II стандартного отведения, ось I стандартного отведения перпендикулярна оси aVF, ось aVR перпендикулярна оси III стандартного отведения.

Грудные отведения. Грудные однополюсные отведения, предложенные Вильсоном в 1934 г., регистрируют разность потенциалов между активным положительным электродом, установленным в определенных точках на поверхности грудной клетки (рисунок 1.4), и отрицательным объединенным электродом Вильсона, образующимся при соединении через дополнительные сопротивления трех конечностей (правой руки, левой руки и левой ноги), объединенный потенциал которых близок к нулю (около 0,2 мВ).

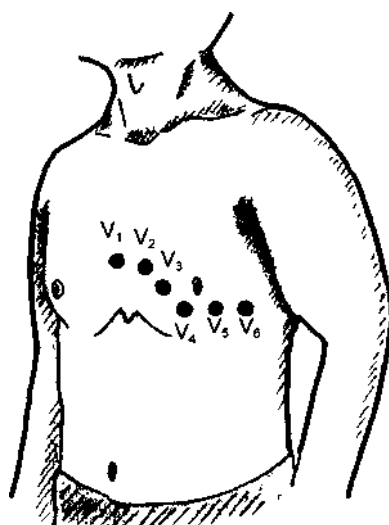


Рисунок 1.4 – Места наложения 6 грудных электродов

Обычно для записи ЭКГ используют 6 общепринятых позиций активных электродов на грудной клетке:

- отведение V₁ — в четвертом межреберье по правому краю грудины;
- отведение V₂ — в четвертом межреберье по левому краю грудины;
- отведение V₃ — между второй и четвертой позицией (см. ниже), примерно на уровне V ребра по левой парастернальной линии;
- отведение V₄ — в пятом межреберье по левой срединноключичной линии;
- отведение V₅ — на том же горизонтальном уровне, что и V₄, по левой передней подмышечной линии;
- отведение V₆ — по левой средней подмышечной линии на том же горизонтальном уровне, что и электроды отведений V₄ и V₅.

В отличие от стандартных и усиленных отведений от конечностей грудные отведения регистрируют изменения ЭДС сердца преимущественно в горизонтальной плоскости. Как показано на рисунке 1.5, ось каждого грудного отведения образована линией, соединяющей электрический центр сердца с местом расположения активного электрода на грудной клетке. На рисунке видно, что оси отведений V₁ и V₅, а также V₂ и V₆ приблизительно перпендикулярны друг другу.

Дополнительные отведения. Диагностические возможности электрокардиографического исследования могут быть расширены при применении некоторых дополнительных отведений. Их использование особенно целесообразно в тех случаях, когда обычная программа регистрации 12 общепринятых отведений ЭКГ не позволяет достаточно надежно диагностировать ту или иную электрокардиографическую патологию или требует уточнения некоторых количественных параметров выявленных изменений.

Методика регистрации дополнительных грудных отведений отличается от методики записи 6 общепринятых грудных отведений лишь локализацией активного электрода на поверхности грудной клетки. В качестве электрода, соединенного с отрицательным полюсом кардиографа, используют объединенный электрод Вильсона.

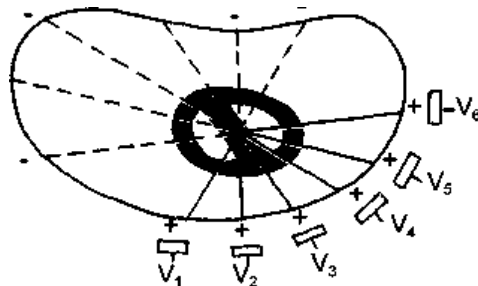


Рисунок 1.5 – Расположение осей 6 грудных электрокардиографических отведений в горизонтальной плоскости

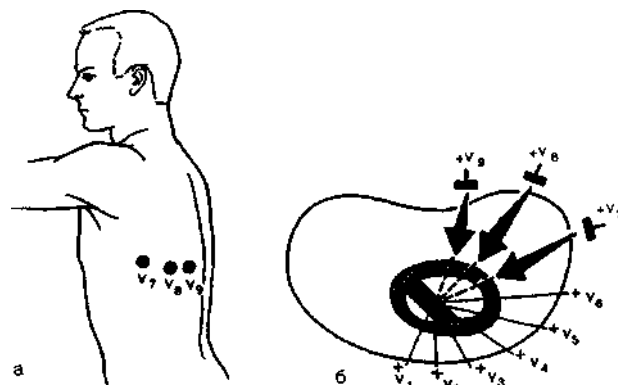


Рисунок 1.6 – Расположение электродов дополнительных грудных отведений V7—V₉, (а) и осей этих отведений в горизонтальной плоскости (б)

Однополюсные отведения V7—V₉, используют для более

точной диагностики очаговых изменений миокарда в заднебазальных отделах ЛЖ. Активные электроды устанавливают по задней подмышечной (V7), лопаточной (V8) и паравертеральной (V4) линиям на уровне горизонтали, на которой расположены электроды V4—V6 (рисунок 1.6).

Двухполюсные отведения по Нэбу. Для записи этих отведений применяют электроды, используемые для регистрации трех стандартных отведений от конечностей. Электрод, обычно устанавливаемый на правой руке (красная маркировка провода), помещают во второе межреберье по правому краю грудины; электрод с левой ноги (зеленая маркировка) переставляют в позицию грудного отведения V4 (у верхушки сердца), а электрод, располагающийся на левой руке (желтая маркировка), помещают на том же горизонтальном уровне, что и зеленый электрод, но по задней подмышечной линии (рисунок 1.7). Если переключатель отведений электрокардиографа находится в положении I стандартного отведения, регистрируют отведение "Dorsalis" (D). Перемещая переключатель на II и III стандартные отведения, записывают соответственно отведения "Inferior" (I) и "Anterior" (A). Отведения по Нэбу применяют для диагностики очаговых изменений миокарда задней стенки (отведение D), переднебоковой стенки (отведение A) и верхних отделов передней стенки (отведение Г).

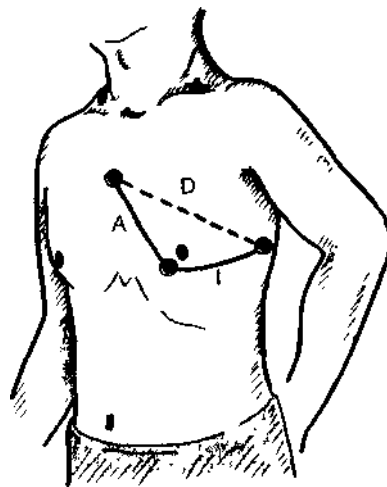


Рисунок 1.7 – Расположение электродов и осей дополнительных грудных отведений по Нэбу

Отведения V_{3R} — V_{6R} , активные электроды которых помещают на правой половине грудной клетки (рисунок 1.8), используют для диагностики гипертрофии правых отделов сердца и очаговых изменений ПЖ.

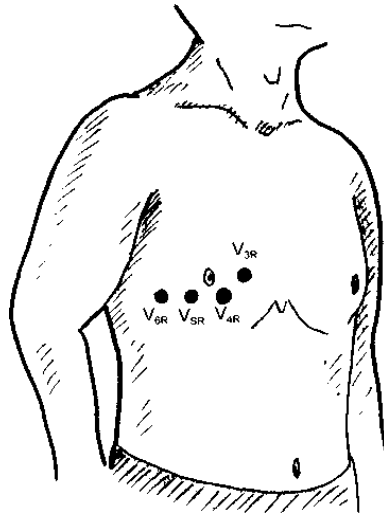


Рисунок 1.8 – Расположение электродов дополнительных грудных отведений V_{3R} — V_{6R}

Техника регистрации электрокардиограммы. Для получения качественной записи ЭКГ необходимо строго придерживаться некоторых общих правил ее регистрации.

Условия проведения исследования. ЭКГ регистрируют в специальном помещении, удаленном от возможных источников электрических помех — физиотерапевтических и рентгеновских кабинетов, электромоторов, распределительных электрощитов и т. д. Кушетка должна находиться на расстоянии не менее 1,5—2 м от проводов электросети. Целесообразно экранировать кушетку, подложив под пациента одеяло со вшитой металлической сеткой, которая должна быть заземлена.

Исследование проводят после 10—15-минутного отдыха и не ранее чем через 2 ч после приема пищи. Записывают ЭКГ обычно в положении больного лежа на спине, что позволяет добиться максимального расслабления мышц. Предварительно фиксируют фамилию, имя и отчество пациента, его возраст, дату и время исследования, номер истории болезни и диагноз.

Наложение электродов. На внутреннюю поверхность голени

и предплечий в нижней их трети с помощью резиновых лент или специальных пластмассовых зажимов накладывают 4 пластинчатых электрода, на грудь устанавливают один или несколько (при многоканальной записи) грудных электродов, используя резиновую грушу-присоску или приклеивающиеся одноразовые грудные электроды. Для улучшения контакта электродов с кожей и уменьшения помех и наводных токов в местах наложения электродов необходимо предварительно обезжирить кожу спиртом и покрыть электроды слоем специальной токопроводящей пасты, которая позволяет максимально снизить межэлектродное сопротивление.

При наложении электродов не следует применять марлевые прокладки между электродом и кожей, смоченные 5—10 % раствором хлорида натрия, которые обычно в процессе исследования быстро высыхают, что резко увеличивает электрическое сопротивление кожи и возможность появления помех при регистрации ЭКГ.

Подключение проводов к электродам. К каждому электроду, установленному на конечностях или на поверхности грудной клетки, присоединяют провод, идущий от электрокардиографа и маркированный определенным цветом. Общепринятой является следующая маркировка входных проводов: правая рука — красный цвет, левая рука — желтый цвет, левая нога — зеленый цвет, правая нога (заземление пациента) — черный цвет, грудной электрод — белый цвет.

При наличии 6-канального электрокардиографа, позволяющего одновременно регистрировать ЭКГ в 6 грудных отведениях, к электроду V₁ подключают провод, имеющий красную маркировку наконечника, к электроду V₂ — желтую, V₃ — зеленую, V₄ — коричневую, V₅ — черную и V₆ — синюю или фиолетовую. Маркировка остальных проводов та же, что и в одноканальных электрокардиографах.

Выбор усиления электрокардиографа. Прежде чем начинать запись ЭКГ, на всех каналах электрокардиографа необходимо установить одинаковое усиление электрического сигнала. Для этого в каждом электрокардиографе предусмотрена возможность подачи

на гальванометр стандартного калибровочного напряжения, равного 1 мВ (рисунок 1.9).

Обычно усиление каждого канала подбирают таким образом, чтобы напряжение 1 мВ вызывало отклонение гальванометра и регистрирующей системы, равное 10 мм. Для этого в положении переключателя отведений "О" регулируют усиление электрокардиографа и регистрируют калибровочный милливольт. При необходимости можно изменить усиление: уменьшить при слишком большой амплитуде зубцов ЭКГ (1 мВ = 5 мм) или увеличить при малой их амплитуде (1 мВ = 15 или 20 мм).

В современных электрокардиографах предусмотрена автоматическая калибровка усиления.

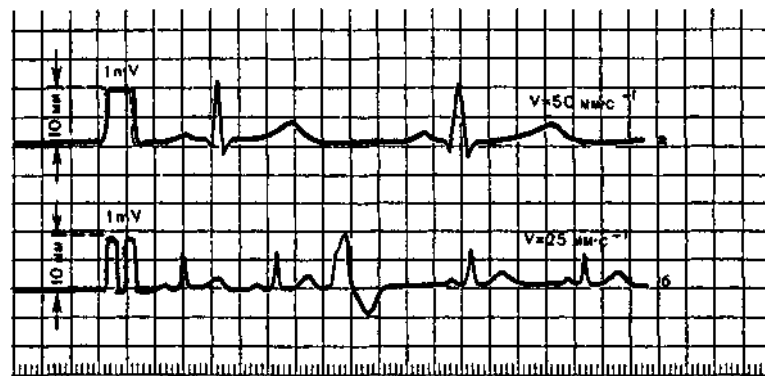


Рисунок 1.9 – ЭКГ, зарегистрированная со скоростью $50 \text{ мм} \cdot \text{с}^{-1}$ (а) и $25 \text{ мм} \cdot \text{с}^{-1}$ (б) В начале каждой записи ЭКГ показан контрольный милливольт

Запись электрокардиограммы. Запись ЭКГ осуществляют при спокойном дыхании. Вначале записывают ЭКГ в стандартных отведениях (I, II, III), затем в усиленных отведениях от конечностей (aVR, aVL и aVF) и грудных отведениях (V₁—V₆) В каждом отведении записывают не менее 4 сердечных циклов ЭКГ регистрируют, как правило, при скорости движения бумаги $50 \text{ мм} \cdot \text{с}^{-1}$ Меньшую скорость ($25 \text{ мм} \cdot \text{с}^{-1}$) используют при необходимости более длительной записи ЭКГ, например для диагностики нарушений ритма.

1.2. Электроды для ЭКГ

Все устройства съема медицинской информации подразделяются на две группы: электроды и датчики (преобразователи). Электроды используются для съема электрического сигнала, реально существующего в организме, а датчик - устройство съема, реагирующее своим чувствительным элементом на воздействие измеряемой величины, а также осуществляющее преобразование этого воздействия в форму, удобную для последующей обработки. Электроды для съема биопотенциалов сердца принято называть электрокардиографическими (электроды ЭКГ). Они выполняют роль контакта с поверхностью тела и таким образом замыкают электрическую цепь между генератором биопотенциалов и устройством измерения.

Автоматический анализ ЭКС в КМ предъявляет жесткие требования к устройствам съема - электродам ЭКГ. От качества электродов зависит достоверность результатов анализа и, следовательно, степень сложности средств, применяемых для обнаружения сигнала на фоне помех. Низкое качество съема ЭКС практически не может быть скомпенсировано никакими техническими решениями. Как показало применение первых кардиомониторов, обычные пластинчатые электроды ЭКГ, широко используемые в электрокардиографии, не удовлетворяют требованиям длительного непрерывного контроля ЭКС из-за большого уровня помех при съеме.

В общем случае структура контакта электрод-кожа представлена на рисунке 1.10.

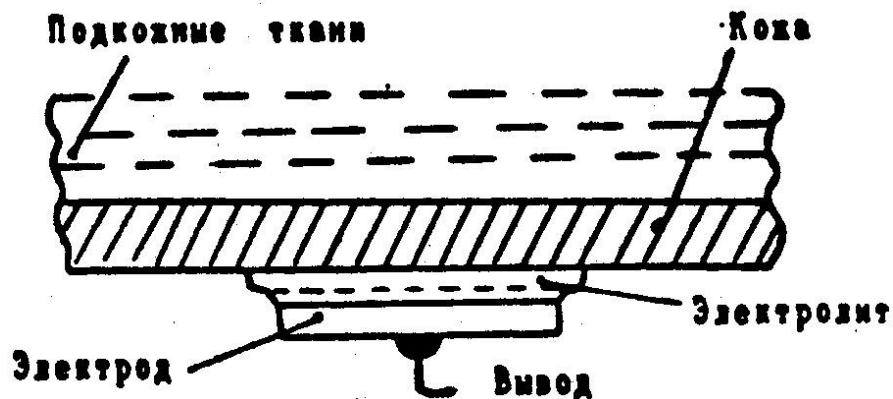


Рисунок 1.10 – Структура контакта электрода с кожей

Металлический электрод и электролит образуют электрохимический полуэлемент. Химические реакции, протекающие между металлом и электролитом, влияют на функционирование электродов ЭКГ.

Требования, предъявляемые к электродам ЭКГ, соответствуют основным требованиям к любым преобразователям биоэлектрических сигналов:

- по точности воспроизведения сигнала (минимальные потери полезного сигнала на переходе электрод - кожа и сохранение частотной характеристики сигнала);
- идентичности электрических и конструктивных параметров (взаимозаменяемость, возможность компенсации электрических параметров);
- постоянству во времени функций преобразования (стабильность электрических параметров);
- низкому уровню шумов (обеспечение необходимого соотношения сигнал - шум);
- малому влиянию характеристик электродов на измерительное устройство.

Исследования электрохимических и физических процессов в полуэлементе устройства съема выделили следующие основные факторы, влияющие на искажения ЭКС: кожно-электродный импеданс; электродные потенциалы (контактные и поляризационные).

На рисунке 11 представлены условные обозначения частотных диапазонов основных физиологических сигналов. В реальности в

пределах прямоугольников амплитудно-частотные характеристики (АЧХ) представляют собой сложные нестационарные кривые.

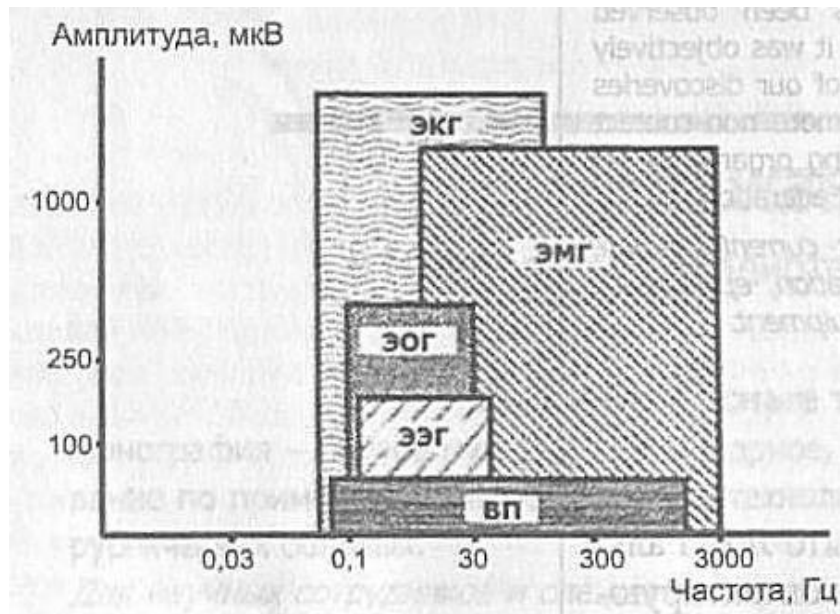


Рисунок 1.11 - Частотные диапазоны основных электрофизиологических сигналов

Частотная характеристика ЭКС лежит в области низких частот (от 0,05 до 800 Гц) и представлена на рисунке 1.12.

На низких частотах сопротивление перехода кожа электрод можно считать активным, а его значение находится в пределах от нескольких десятков килоом до единиц мегаом. Основная доля переходного сопротивления кожа - электрод принадлежит коже, так как сопротивление подкожных тканей менее 1 кОм. Хотя современные усилители с полевыми транзисторами на входе имеют входное сопротивление более 10 МОм, потери сигнала могут быть значительными, поэтому необходимо принять меры для уменьшения межэлектродного сопротивления.

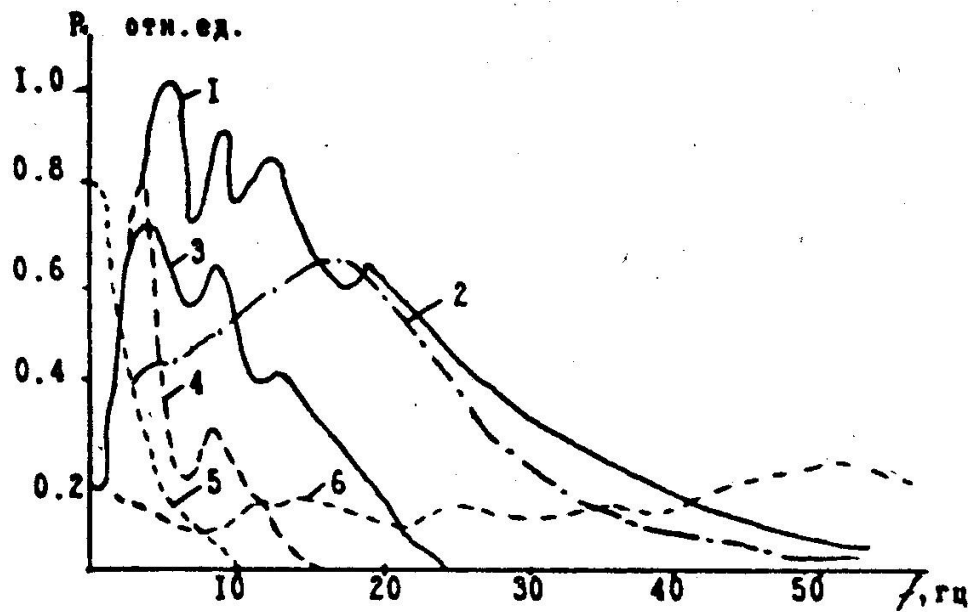


Рисунок 1.12 – Характеристика относительной спектральной мощности ЭКС и шума: 1- ЭКС; 2- QRS –комплекс; 3 – Т-зубец; 4- артефакты движения; 5-напряжение поляризации; 6-мышечные шумы

Переходное сопротивление кожа - электрод уменьшается с увеличением площади электрода, но при этом увеличиваются помехи от биопотенциалов работающих мышц (миографические помехи), расположенных в месте наложения электродов. Кроме того, появляется погрешность ЭКС (его формы) от неточности наложения электродов на выбранную точку тела. Для уменьшения сопротивления кожа - электрод места установки электродов должны быть обезжирены смесью спирта и эфира. (Чистый спирт удаляет влагу из эпидермиса, протоков потовых желез и тем самым увеличивает сопротивление кожа электрод.) После этого между электродом и кожей помещают слой специальной проводящей пасты, которая представляет собой электролит, диффундирующий в поры кожи и заполняющий свободные места под электродом при его неполном прилегании к коже. Паста сохраняет хорошую проводимость длительное время. Конструкция электрода должна препятствовать растеканию пасты за площадь электрода. Растекание приводит к увеличению помех.

Разброс и нестабильность переходного сопротивления кожа электрод вызывают разбаланс входных цепей усилителя ЭКС и

появление помех, источник которых - электрическое поле сети, наведенное на объект ее проводкой.

При контакте металла с электролитом образуется электрохимический полуэлемент, который вырабатывает разность потенциалов между электродом и тканью тела - так называемый потенциал покоя, составляющий, как правило, 0,3..1 В. Так как съём ЭКС осуществляется двумя электродами, то при идентичных электродах разность потенциалов между ними могла бы быть скомпенсирована, но практически достигнуть полной компенсации не удается. Оставшаяся разность потенциалов между ними может достигать 0,1..0,4 В и изменяет свое значение во времени. Таким образом, потенциал покоя превышает полезный сигнал в сотни раз. При движениях пациента происходит смещение электродов, двойной электрический слой у поверхности раздела фаз с электронной и ионной проводимостью мгновенно разрушается, создавая скачки электродного потенциала, лежащие в полосе ЭКС.

Скачки потенциала, является причиной помех (артефактов) часто вызывающих ошибки в диагностике артерий кардиомониторами.

Другим источником помех являются потенциалы поляризации, возникающие при протекании незначительного (10^{-7} А) тока через границу раздела двух фаз.

Если через пару электродов пропустить ток, то измеряемая разность электродных потенциалов может существенно измениться. Эта разность возникает из-за поляризации электрода. Разность между потенциалом электрода, пропускающего через себя электрический ток, и равновесным потенциалом этого же электрода называют перенапряжением электрода. Это перенапряжение возникает по трем основным механизмам, каждый из которых вносит в него свой собственный вклад. Соответственно, перенапряжение разделяют на омическое, концентрационное и активационное.

Омическое перенапряжение является прямым результатом омического сопротивления электролита. При прохождении электрического тока между двумя электродами, погруженными в электролит, в электролите происходит падение напряжения вдоль

линии тока. Это падение напряжения пропорционально току и удельному сопротивлению электролита. Следует иметь в виду, что электрическое сопротивление между электродами может зависеть от величины тока. Другими словами, при прохождении тока по электролиту не всегда выполняется закон Ома, так что омическое перенапряжение может зависеть от тока нелинейным образом. Чаще всего эта нелинейность наблюдается в электролитах с малой концентрацией ионов.

Концентрационное перенапряжение возникает из-за изменений в распределении ионов в электролите в окрестности границы между ним и электродом. Равновесный электродный потенциал возникает из-за распределения концентрации ионов на границе между электродом и электролитом, если через нее не течет ток. Протекающий электрический ток вызывает изменения концентрации ионов около границы. В свою очередь, это изменение смещает электродный потенциал на величину, называемую концентрационным перенапряжением.

Третий механизм поляризации связан с активационным перенапряжением. Процессы переноса заряда в окислительно-восстановительной реакции не являются полностью обратимыми. Чтобы окислить атомы металла до катионов, которые могут перейти в раствор, необходимо преодолеть энергетический барьер. Этот барьер (энергия активации) определяет скорость протекания реакции. Обратная реакция, в которой катион восстанавливается и возвращается в электрод из раствора, также требует энергии активации — но она не обязательно равна энергии активации окислительной реакции. Если между электродом и электролитом течет электрический ток, то доминирует либо окисление, либо восстановление. Следовательно, уровень энергетического барьера может зависеть от направления тока. Эта разность в энергии активации отражается на величине электродного потенциала, приводя к активационному перенапряжению.

Все три механизма поляризации аддитивны.

При обычном электрокардиографическом исследовании, которое ведётся в покое и длится несколько минут, а расшифровка ЭКГ производится кардиологом, помех при съёме ЭКГ можно

избежать, а их небольшое влияние не мешает расшифровке ЭКГ. При длительном автоматическом анализе ЭКС невозможно исключить двигательную активность больного и кардиомонитор из-за помех будет давать большое число ошибок, уменьшить которое можно с помощью специальных электродов.

Электроды ЭКГ для кардиомониторов. Задача качественного съёма ЭКС при длительном контроле решается по нескольким направлениям: поиск материалов для электродов с малой разностью потенциалов системы электрод - проводящая паста - электрод; разработка составов проводящих паст, уменьшающих электродные потенциалы и сохраняющих свои свойства длительное время; совершенствование конструкций электродов и методов их крепления на теле больного. Было предложено много различных типов электродов ЭКГ, различающихся принципом передачи сигнала (металлические, емкостные, резистивно-емкостные, резистивные); уровнем напряжения поляризации (неполяризующиеся, слабополяризующиеся); конструкцией (плавающие, гибкие, чашечные, игольчатые) и возможностью повторного использования (одноразовые, многоразовые).

Исследования различных материалов для электродов показали, что наименьшим потенциалом поляризации обладают хлорсеребряные электроды, состоящие из серебра и хлорида серебра (Ag-AgCl). Такое соединение получают электролитическим путём, а в качестве электролита в проводящей пасте используются ионы хлорида, чаще натрия и калия. Хлорсеребряные электроды получили наибольшее распространение; их выпускают одноразового и многоразового применения (рисунок 1.13).

Естественно, что одноразовые электроды предпочтительнее, так как они всегда готовы к употреблению и имеют большую клеящую поверхность, исключающую смещение электрода. Разность потенциалов двух электродов системы электрод-паста-электрод не превышает 3..5 мВ, межэлектродное сопротивление - 500 Ом, а скорость изменения разности потенциалов - 2 мкВ/с.

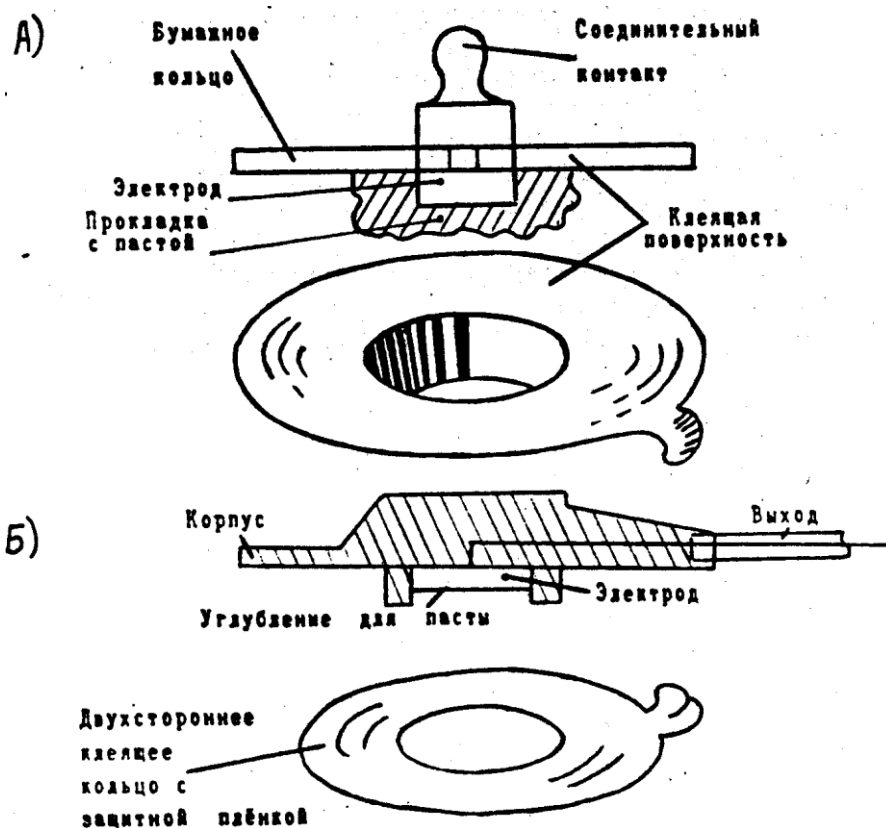


Рисунок 1.13 – Электроды ЭКГ для кардиомониторов

Время готовности 1..2 мин. Напряжение шума электродов не более 30 мкВ. При длительном съёме ЭКС различные химические, механические и другие причины, источником которых являются электроды, проводящая паста и клеящий слой, могут привести к повреждению кожных покровов. Для предотвращения отрицательных реакций желательно переклеивать электроды хотя бы каждые сутки на соседние участки тела.

1.3. Усилители ЭКГ

Для усиления различных сигналов используются схожие усилители, отличающиеся, главным образом, коэффициентом усиления и полосой частот. Наиболее важной частью всех усилителей является их входной каскад, или предусилитель. Он должен иметь малый уровень шума и непосредственную связь с электродами, чтобы обеспечить оптимальную передачу низких частот и исключить эффекты, связанные с перезарядкой входных конденсаторов. Входной ток должен быть как можно меньше, так

как иначе поляризация электродов создаст на входе большой постоянный потенциал. Из-за присутствия на входе постоянного напряжения поляризации коэффициент усилений предусилителя должен быть умеренным, чтобы избежать насыщения. Следующие каскады могут быть подключены к выходу предусилителя через конденсатор чтобы убрать постоянное смещение. Наконец, предусилитель должен иметь высокое входное сопротивление, чтобы не нагружать источник сигнала.

Частотный диапазон и амплитуда биопотенциалов разного происхождения отличаются, соответственно должны различаться полоса и коэффициент усиления усилителей. На рисунке 1.14 показаны типичные амплитуды и частотные диапазоны некоторых биопотенциалов. В зависимости о типа сигнала частота может меняться от постоянного тока до примерно 10 кГц. Амплитуды находятся в диапазоне от десятков микровольт до примерно 100 мВ.

Применяемые электроды также влияют на требования к усилителю, особенно к входному току и входному сопротивлению.

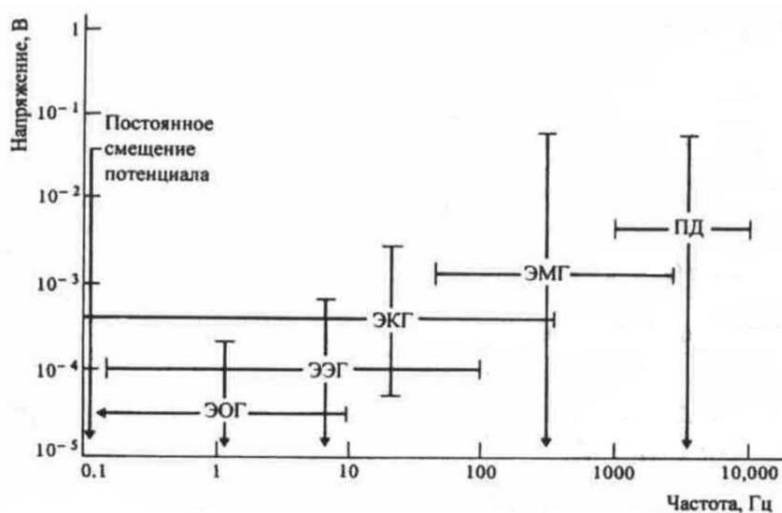


Рисунок 1.14 – Амплитудные и частотные диапазоны некоторых биологических сигналов: потенциал постоянного тока — трансмембранный потенциал, а также напряжения, измеренные в определенных точках на поверхности тела; ЭОГ — электроокулограмма; ЭЭГ — электроэнцефалограмма; ЭКГ — электрокардиограмма; ЭМГ — электромио-грамма; ПД — потенциал действия аксона.

Часто из соображений безопасности предусилитель делают практически изолированным от остальной части схемы. В этом случае он может иметь батарейное питание либо питаться от изолированного источника. Для уменьшения наводок предусилитель иногда помещают в отдельную коробочку и придвигают как можно ближе к источнику, чтобы не передавать слабые сигналы подлинным проводам.

Источником возбуждения усилителя ЭКС (УсЭКС) является биологический объект - человек, который может быть представлен эквивалентным электрическим генератором, а как известно, свойства любого электрического генератора определяются характером измерения ЭДС во времени и внутренним сопротивлением. Электрокардиосигнал является частью ЭДС сердца, измеряемой на поверхности тела при помощи электродов, расположенных определенным образом. Закон измерения ЭКС во времени может считаться квазипериодическим с периодом кардиокомплексов (RR- интервалов) $T_{rr} = 0,1..3$ с. Минимальное значение T_{rr} соответствует фибрилляции желудочков, а максимальное – блокадам сердца. Форма эквивалентного кардиокомплекса близка к треугольной с амплитудой, лежащей в диапазоне 0..5мВ. Полоса занимаемых кардиокомплексом частот охватывает диапазон от 0,05 до 800 Гц. Междуэлектродное сопротивление, включающее сопротивления переходов кожа – электрод, соответствует внутреннему сопротивлению источника возбуждения УсЭКС и изменяется в значительных пределах. Для технических расчётов обычно принимают диапазон 5..100 кОм. Помимо перечисленных параметров при проектировании УсЭКС необходимо учитывать ряд существенных особенностей источника возбуждения:

- 1.Нестабильность внутреннего сопротивления за счёт изменений сопротивлений переходов кожа–электрод. При этом нужно считаться с большими значениями междуэлектродных сопротивлений и их разбалансом в системе отведений ЭКС.

- 2.Образование на переходах кожа–электрод напряжений поляризации, создающих на входных контактах УсЭКС напряжение смещения, достигающее +-300 мВ. Такое напряжение

может вызвать насыщение усилителя.

3. Медленный дрейф напряжения поляризации и резкие его изменения при смещениях электродов из-за движений больного. Скачки напряжения поляризации создают трудно устранимые электрические помехи.

4. Наличие напряжений помех, попадающих на входные зажимы УсЭКС синфазно и противофазно. Помехи могут быть биологического и физического происхождения. К биологическим помехам относятся биопотенциалы других органов и мышц, а к физическим – наведённые на объект напряжения от неэкранированных участков сетевой проводки, сетевых шнуров других приборов и проводящих поверхностей (вторичное напряжение наводки). Особенно большой уровень имеют синфазные сигналы помех напряжения сети, попадающие на объект через емкостную связь.

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

Перечисленные особенности источника возбуждения в значительной степени определяют построение УсЭКС. Требования к параметрам. Достоверность автоматического анализа ЭКС во многом определяется параметрами УсЭКС – первого звена в цепи предварительной обработки сигнала в КМ. Принимая во внимание характеристики источника возбуждения, особенности подключения УсЭКС к объекту и условия сопряжения усилителя с ЭУ обработки, отображения и документирования ЭКС, рассмотрим требования к основным параметрам УсЭКС и их влияние на искажения ЭКС.

Входное напряжение $U_{вх}$ должно лежать в диапазоне не менее чем 0,03 - 5 мВ. Нижнее значение $U_{вх}$ определяет пороговую чувствительность усилителя, ниже которой наблюдение ЭКС на экране КМ затруднено. На пороговую чувствительность влияет уровень внутренних шумов, приведенных ко входу усилителя. Обычные достижимые значения $U_{ш} \leq 10 - 30$ мкВ. Об

искажениях ЭКС судят по динамическим характеристикам U_c ЭКС, измеренным на синусоидальном напряжении: полосе пропускания f ;

неравномерности АЧХ; крутизне спада АЧХ вне полосы пропускания. Эти параметры характеризуют искажения ЭКС косвенным способом, так как форма кардиокомплекса близка к треугольной, но практически удобно использовать традиционный для усилителей метод.

Оптимальный выбор f имеет важное значение. Наиболее информативная часть ЭКС занимает полосу частот $f = 0,05 - 120$ Гц, но в практической ЭКГ-диагностике используют усилители с $f = 0,05 - 60$ Гц. Чрезмерное сужение частотного диапазона со стороны нижних частот f_n - приводит к искажению сегмента ST и зубца T, но уменьшает смещение изолинии, а со стороны высоких f_v - к сглаживанию зазубрин на QRS-комплексе и уменьшению крутизны его склонов. С другой стороны, увеличение f_v приводит к увеличению помех от биопотенциалов мышц. Если при $f_v = 100$ Гц погрешность передачи QRS-комплекса составляет около 3%, то при $f_v = 30$ Гц погрешность возрастает до 15% и могут сглаживаться различия между нормальным и патологическим комплексами. В КМ в зависимости от назначения тракта усиления ЭКС нормируются три значения f : f - для линейного выхода U_c ЭКС, предназначенного для подключения регистратора ЭКС; $f_э$ - для изображения ЭКГ на экране ЭЛТ КМ; f_m - для мониторинга при большом уровне помех. Типичные значения параметров АЧХ: $f = 0,05 - 120$ Гц при $\Delta = \pm 10\%$; $f_э = 0,1 - 50$ Гц при $\Delta = \pm 30\%$ ($f_э < f$ обычно из-за технических ограничений); $f_m = 0,5 - 25$ Гц при $\Delta = \pm 30\%$; $K_f < 6$ дБ/октаву. Помехоустойчивость КМ по отношению к синфазным сигналам определяется коэффициентом ослабления синфазных сигналов $K_{оос} = K_d / K_c$, где K_d и K_c - коэффициенты усиления дифференциального и синфазного сигналов. Часто используется логарифмическая форма для значения $K_{оос}$: $K_{оос} = 20 \lg(K_d / K_c)$. Таким образом, $K_{оос}$ показывает способность усилителя различать малый

дифференциальный (разностный, противофазный) сигнал на фоне большого синфазного. Легко достижимое значение $K_{оос}$ лежит в диапазоне 70...80 дБ. Дальнейшее увеличение $K_{оос}$ до 90..120 дБ требует специальных методов и усложняет конструкцию УсЭКС. Полное входное сопротивление $Z_{вх}$ должно быть не менее 2,5..10 МОм. При таких значениях $Z_{вх}$ можно пренебречь потерями в передаче напряжения ЭКС и допустить разбаланс сопротивлений кожа – электрод до 5..10 кОм. Напряжение смещения на входных зажимах УсЭКС не должно уменьшать значения $Z_{вх}$ и $K_{оос}$. Чтобы не увеличивать напряжение смещения, необходимо ограничить постоянный ток в цепи пациента, определяемый по входному току покоя, значением 0,1 мкА. Особо следует отметить требование обеспечения электробезопасности пациента, поскольку через электроды может протекать ток утечки от сети. Допустимый ток утечки для КМ, выполненных по классу II, типу СF стандарта на электробезопасность, не должен превышать 10мкА. Этот далеко не полный перечень требований к УсЭКС дает возможность правильно подойти к вопросам его проектирования. Очевидно, что важнейшая часть кардиографа – усилитель биопотенциалов. Его входное напряжение обычно лежит в диапазоне 0,03..5 мВ. Пороговая чувствительность ограничена уровнем внутренних шумов на входе усилителя (обычно достигающих значения $U_w < (10...30 \text{ мкВ})$). Имеет важное значение оптимальный выбор полосы пропускания усилителя. Наиболее интенсивная часть ЭКС сосредоточена в полосе от 0,05..120 Гц. Но известны системы анализа с верхней частотой 5..10 кГц. Ограничение нижней частоты ЭКС приводит к искажению ST-сегмента и Т-зубца, но одновременно снижает дрейф изолинии. Ограничение верхней частоты ЭКС искажает QRS- комплекс, но снижает помехи от биопотенциалов мышц. Помехоустойчивость усилителя биопотенциалов определяется коэффициентом ослабления синфазного сигнала (КОСС) и уровнем собственных шумов входного усилительного каскада. Типовые значения КОСС для операционного усилителя составляет порядка 80дб. Увеличение КОСС до значения 120 дБ требует применения специальных

методов и усложняет конструкцию усилителей биопотенциалов. Однако в настоящее время ряд зарубежных фирм выпускает операционные усилители с требуемым КОСС и входным сопротивлением порядка 1..1000 ГОм, что позволяет использовать схему усилителя биопотенциалов без специальных схем подавления синфазной помехи (операционные усилители: ICL7650CPD, ICL7650CTV, ICL7650ITV, HAZ-2900, HA-2-2904, HAZ-2905). Используя такие операционные усилители биопотенциалов по типовой схеме на трёх операционных усилителях. Используемые в настоящее время в отечественных поликлиниках электрокардиографы как правило содержат схему подавления синфазной помехи, которая осуществляет отрицательную обратную связь по синфазному сигналу на электрод правой ноги.

На рисунке 1.15 показан усилитель ЭКГ. Для получения высокого входного сопротивления и подавления синфазного сигнала применен инструментальный усилитель. Для подстройки КОСС служит переменный резистор. Поскольку напряжение поляризации электродов может достигать 0.3 В, коэффициент усиления инструментального усилителя выбран равным 25. Ставить конденсаторы на входах не хочется, потому что тогда придется добавить резисторы, через которые входной ток ОУ мог бы стекать на землю, а это уменьшит входное сопротивление. Конденсаторы между первым и вторым каскадом инструментального усилителя должны были бы иметь слишком большую емкость. Поэтому первый разделительный конденсатор 1 мкФ включен между выходом инструментального усилителя и следующим каскадом усиления. С резистором 3.3 МОм постоянная времени равна 3.3 сек, что соответствует частоте среза 0.05 Гц. Выходной каскад является неинвертирующим усилителем с усилением 32.

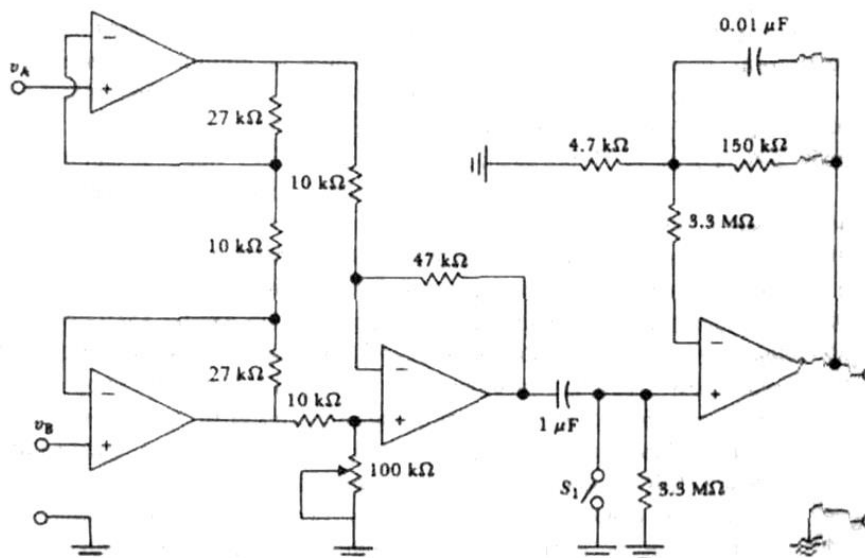


Рисунок 1.15 – Усилитель ЭКГ: предусилитель с непосредственной связью имеет коэффициент усиления 25, фильтр высоких частот и выходной каскад – 32; полоса частот на уровне -3дБ $0,05\dots 100\text{Гц}$

Данный усилитель состоит из предусилителя с непосредственной связью и коэффициентом усиления 25, фильтра высоких частот и выходного каскада с усилением 32. Общее усиление составляет $25 \times 32 = 800$. При использовании ОУ $\mu\text{A}776$ измеренный КОСС был равен 86 дБ на частоте 100 Гц, а шум на выходе составил 40 мВ. Полоса частот по уровню -3 дБ $0,05\text{—}100\text{ Гц}$.

Второй резистор 3.3 МОм добавлен для уменьшения погрешности, вносимой входными токами ОУ. Резистор 150 кОм и конденсатор 0.01 мкФ образуют фильтр низких частот с частотой среза около 100 Гц. Ключ S_1 может быть временно замкнут для уменьшения постоянной времени перезаряда конденсатора, когда выход находится в насыщении. Это позволяет после разряда дефибриллятора или переключения отведения быстро зарядить конденсатор 1 мкФ до нового напряжения. Заметьте, что мы не разряжаем конденсатор до нуля, а заряжаем его так, чтобы когда на левой обкладке было напряжение поляризации, умноженное на усиление предусилителя, напряжение на правой обкладке равнялось нулю.

Ключ может управляться вручную или автоматически схемой, определяющей состояние насыщения выхода.

Кабель отведений представляет собой высокоомную линию связи, очень чувствительную к емкостным наводкам. Такая линия обязательно экранируется, что приводит к увеличению емкости каждого провода отведений. Емкость кабеля уменьшает $Z_{вх}$ и, следовательно $K_{оос}$ входных цепей усилителя биопотенциалов. Влияние кабеля отведений на $Z_{вх}$ уменьшается, а $K_{оос}$ входных цепей повышается за счет применения на входе кабеля каждого электрода буферных усилителей, что позволило согласовать линию связи, и подавителя синфазных помех, который обеспечивает дополнительное подавление благодаря отрицательной обратной связи по синфазному сигналу на электрод правой ноги N.

В качестве примера использования инструментального усилителя как усилителя ЭКС рассмотрим инструментальный усилитель INA 118 (рисунок 1.16).

Микросхема INA 118 представляет собой микромощный инструментальный усилитель общего применения, обладающий прекрасными точностными параметрами. Гибкая структура из трех операционных усилителей и малый размер делают его идеальным для множества применений. Входная цепь с обратной связью по току обеспечивает широкую полосу пропускания даже при высоком коэффициенте усиления (70кГц при $K_u=100$)

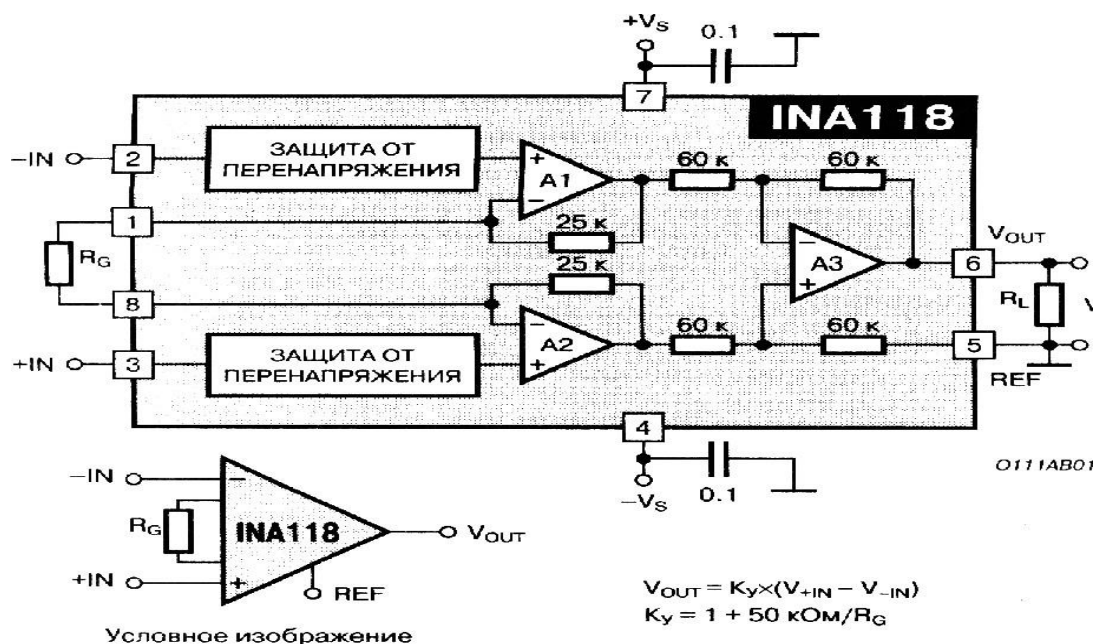


Рисунок 1.16 – Функциональная схема INA118

Единственный внешний резистор устанавливает любое усиление от 1 до 10000. Внутренние цепи защиты входного каскада выдерживают напряжение до ± 40 В без повреждения прибора.

Лазерная подгонка обеспечивает очень низкое напряжение смещения (50 мкВ), малый дрейф (0,5 мкВ/°С) и высокий коэффициент подавления синфазных входных сигналов (110дБ при $K_y = 1000$). Усилитель сохраняет работоспособность при напряжении питания $\pm 1,35$ В. Ток потребления составляет 350 мкА, что делает его незаменимым для схем с батарейным питанием.

Прибор INA 118 выпускается в пластмассовом корпусе DIP- 8 и в корпусе SO-8 для поверхностного монтажа и предназначен для применения в диапазоне температур от -40 °С до $+85$ °С.

Максимальные значения параметров и режимов.

Напряжение питания ± 18 В

Диапазон допускаемых входных напряжений ± 40 В

Длительность КЗ на выходе продолжительная
 Диапазон рабочих температур $-40 \dots +125$ °С
 Диапазон температур хранения $-40 \dots +125$ °С
 Температура кристалла $+150$ °С

Температура выводов (пайка 10с) $+300$ °С

Особенности строения

Каждый из входов защищен при помощи полевых транзисторов, которые обеспечивают малое последовательное сопротивление при нормальных рабочих условиях и прекрасные шумовые параметры усилителя. В случае приложения избыточного входного напряжения, эти транзисторы ограничивают входной ток на уровне 1,5...5мА. Дифференциальное входное напряжение буферизуется транзисторами Q1 и Q2 и прикладывается к резистору Rg, вызывая протекание тока через резисторы Rg, R1 и R2. Выходной дифференциальный усилитель удаляет синфазную составляющую из входного сигнала и суммирует выходное напряжение с напряжением на выводе REF.

Выходное напряжение отсчитывается относительно опорного

напряжения на выводе REF, который обычно соединяется с землей. Для обеспечения высокого коэффициента подавления синфазных входных сигналов это соединение должно быть низкоомным. Сопротивление 12 Ом последовательно с выводом REF уменьшает значение коэффициента подавления синфазных входных сигналов с 90 дБ до 80 дБ при $K_y = 1$.

Установка коэффициента усиления.

Коэффициент усиления INA118 устанавливается с помощью одного внешнего резистора R_g , включенного между выводами 1 и 8: $K_y = 1 + 50 \text{ кОм} / R_g$.

Номиналы резисторов для используемых обычно коэффициентов усиления приведены на рисунке 1.16. Величина 50 кОм, входящая в состав уравнения (рисунок 1.16), представляет из себя сумму двух внутренних резисторов обратной связи операционных усилителей A1 и A2. Эти два резистора подгоняются на этапе изготовления. Схема точной балансировки смещения соответствия номинальному значению. Точность и температурный коэффициент сопротивления этих резисторов включены в точностные и температурные параметры INA118. Стабильность и температурные изменения внешнего резистора установки коэффициента усиления R_Q также влияют на коэффициент усиления. Вклад резистора R_Q в точность и температурный дрейф коэффициента усиления можно непосредственно определить из уравнения (1). Следует обратить особое внимание на качество пайки при использовании внешнего резистора малой величины, необходимого для достижения большого усиления. Использование панельки для установки микросхемы может привести к дополнительному отклонению величины коэффициента усиления (возможно даже к нестабильности его величины) при значении усиления равном 100 и более.

Динамические характеристики.

Несмотря на малый ток потребления, INA118 обладает широкой полосой пропускания даже при большом усилении, что иллюстрирует типовая "Зависимость коэффициента усиления от частоты". Это обусловлено схмотехникой обратной связи по току. Время установления остается прекрасным даже при большом

усилении. При единичном усилении на кривой появляется подъем в 3 дБ на частоте 500 кГц. Это также обусловлено схемотехникой обратной связи по току и не является признаком неустойчивости.

Шумовые параметры.

INA 118 обеспечивает малое значение уровня шума в большинстве применений. Шумовые параметры усилителя оптимизированы для дифференциального сопротивления источника входного сигнала в диапазоне от 1 кОм до 50 кОм. При меньшем сопротивлении источника предпочтительно использование малошумящего усилителя INA103, а при большем сопротивлении лучшие шумовые параметры могут быть достигнуты при использовании усилителя INA111 со входом на полевых транзисторах.

Низкочастотные шумы INA118 составляют приблизительно 0,18 мкВ (пик-пик), при измерении в полосе частот от 0,1 до 10 Гц. Это обеспечивает значительно лучшие шумовые параметры по сравнению с усилителями, стабилизированными прерыванием.

Подгонка напряжения смещения.

При изготовлении INA118 используется лазерная подгонка для достижения малого напряжения смещения и его дрейфа. В большинстве применений не требуется дополнительной внешней балансировки напряжения смещения. Напряжение, приложенное к выводу REF, суммируется с выходным напряжением усилителя. Буферный операционный усилитель обеспечивает низкое сопротивление на выводе REF для обеспечения высокого значения коэффициента подавления синфазных сигналов.

Цепи возврата входного тока.

Несмотря на чрезвычайно высокое входное сопротивление INA118 (около 10^{10} Ом), должны быть предприняты специальные меры для возврата входных токов обоих входов. Входной ток усилителя составляет приблизительно ± 5 мкА, а высокое входное сопротивление означает, что этот входной ток незначительно изменяется при изменении входного напряжения. Входные цепи должны обеспечивать путь протекания входного тока для сохранения работоспособности прибора. При отсутствии цепей протекания входного тока потенциал на входе может превысить

диапазон допустимых синфазных входных напряжений INA118, что приведет к нарушению работоспособности усилителя. В случае, если дифференциальное входное сопротивление источника сигнала мало, цепь протекания входного тока может быть подключена только к одному из входов. При высоком входном сопротивлении источника необходимо использование двух резисторов одинаковой величины для обеспечения симметрии входа, малого напряжения смещения, вызванного входными токами, и лучшего коэффициента подавления синфазных входных сигналов на высоких частотах.

Диапазон синфазных входных сигналов.

Линейный диапазон входных напряжений для входных цепей INA118 лежит от величины, превышающей напряжение отрицательного источника питания на 1 В. до значения на 0.6 В ниже напряжения положительного источника питания. Однако, так как дифференциальное входное напряжение приводит к увеличению выходного напряжения, линейный диапазон входных напряжений будет ограничен также размахом выходных напряжений усилителей A1 и A2. Таким образом линейный диапазон синфазных входных сигналов зависит от выходного напряжения усилителя и его напряжения питания. Следует отметить, что даже в случае наступления перегрузки по входу выходное напряжение усилителя может быть нормальным. Например, если в результате перегрузки выходные напряжения обоих входных усилителей достигнут максимального положительного значения, то дифференциальное напряжение, измеренное на выходе прибора останется вблизи нулевого значения.

Работа прибора при низковольтном питании.

INA118 сохраняет работоспособность при понижении напряжения питания до ± 1.35 В. Параметры INA118 остаются прекрасными при изменении напряжения питания в диапазоне от ± 1.35 В до ± 18 В. Большинство параметров слабо зависит от напряжения питания. При работе прибора с пониженным напряжением питания следует обратить особое внимание на диапазон синфазных входных напряжений. Необходимо быть уверенным, что входные напряжения находятся в пределах линейного диапазона значений.

Работа с одним источником питания.

INA118 может использоваться с одним источником питания в диапазоне от +2.7 В до +36 В. При такой схеме включения вывод REF присоединяется к земле. Нулевое дифференциальное входное напряжение должно привести к нулевому значению выходного напряжения. На самом деле размах выходного напряжения ограничен величиной приблизительно на 35 мВ выше потенциала земли при подключении нагрузки к земле. При однополярном питании для работы в линейном режиме, напряжения на обоих входах усилителя должны превышать значение 1.1 В. Нельзя, например, подключить инвертирующий вход к земле и измерять напряжение, подаваемое на неинвертирующий вход.

Защита входов.

Каждый из входов INA118 защищен от напряжений до ± 40 В. Например, входное напряжение +40 В на одном из входов и -40 В на другом не вызовет выхода усилителя из строя при номинальных входных напряжениях. Внутренние цепи защиты обеспечивают малое значение последовательного сопротивления на каждом из входов. Последовательные резисторы на входах, обеспечивающие аналогичную защиту, привели бы к значительному уровню шума. В случае перегрузки по входу цепи защиты обеспечивают ограничение входного тока на безопасной величине от 1.5 до 5 мА. Кривые типовой зависимости входного тока от входного напряжения перегрузки показывают поведение входного тока. Входы усилителя защищены, даже если источник питания выключен или не присоединен.

1.4. Помехи при измерении ЭКС

Многие помехи приложены к входам усилителей биопотенциалов синфазно. Хотя высокий КОСС уменьшает влияние таких наводок, лучше устранить их источник. Проанализируем механизмы возникновения помех и укажем пути их снижения.

Электрические и магнитные наводки.

Наводки могут возникать в результате емкостной и

электромагнитной индукции. Эти наводки можно уменьшить с помощью экранирования. Для электростатического экранирования достаточно поместить между измерительной системой и источником помех заземленную проемную поверхность, которая может быть сплошным металлическим листом или сеткой. Запись низкоамплитудных биопотенциалов, таких как ЭЭГ часто производят в полностью или частично экранированном помещении.

Чтобы экранирование ослабляло магнитное поле необходимо, чтобы материал экрана имел высокую магнитную проницаемость, как например, листовое железо. Другими словами, не только электрическое, но и магнитное сопротивление экрана должно быть низким. Хотя магнитно-экранированные помещения существуют, гораздо более дешевым решением является уменьшение площади контура между входами для снижения дифференциальной наводки, и между входами и землей для снижения синфазной наводки. Простое скручивание проводов может заметно улучшить ситуацию.

Активная компенсация синфазного сигнала.

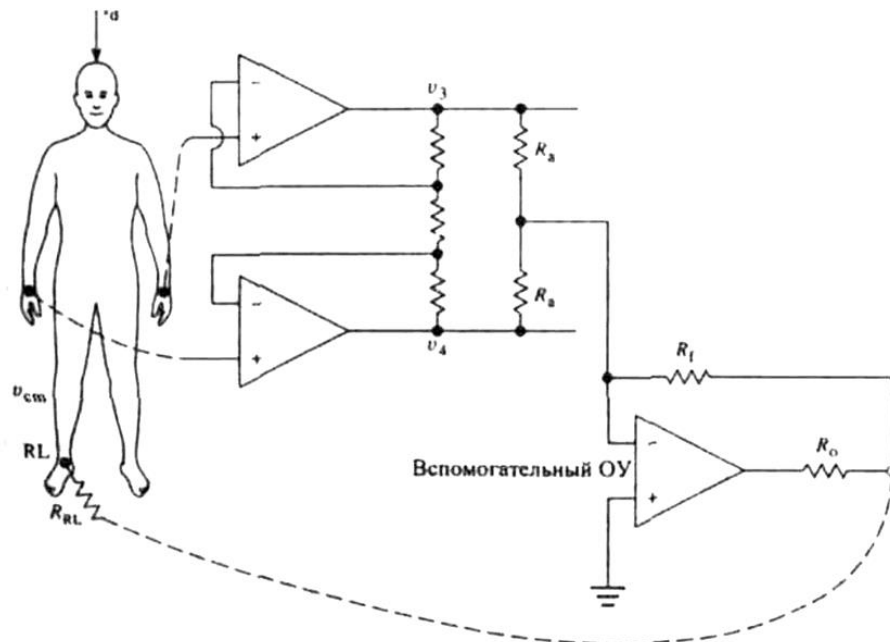


Рисунок 1.17 – Схема активной компенсации синфазного сигнала. Среднее арифметическое напряжений v_3 и v_4 формируется парой резисторов. Электрод RL подключен не к земле, а к выходу вспомогательного ОУ (через сопротивление).

Во многих современных кардиографах электрод RL подключен не к земле усилителя, а к выходу вспомогательного ОУ, как показано на рисунке 1.17. Среднее арифметическое входных напряжений формируется резисторами R_a , усиливается и подается в противофазе обратно на пациента. В результате отрицательной обратной связи синфазное напряжение уменьшается.

Ток, который наводится через паразитную емкость на тело пациента, утекает не в землю, а в выход ОУ. Синфазное напряжение на теле пациента относительно земли усилителя снижается за счет того, что электродное сопротивление R_{RL} оказывается внутри контура обратной связи.

Эта схема также несколько улучшает безопасность. Если к пациенту окажется приложено аномально большое напряжение, выход ОУ дойдет до насыщения, и эквивалентное сопротивление между электродом RL и землей будет равно сопротивлению параллельно включенных R_f и R_o . Величина этих резисторов может составлять несколько мегом, что достаточно для ограничения тока. При этом следует учитывать, что общий ток, проходящий через пациента зависит также от защитных резисторов на входах усилителя (на схеме не показаны), поскольку надеяться на высокое входное сопротивление усилителя при напряжении 220 В не приходится.

2. Цель работы

Изучить схемотехнические и конструктивные решения при проектировании усилителей ЭКС.

3. Содержание работы и порядок ее выполнения

1. Подключите к входному гнезду кардиомонитора электроды ЭКГ и запустите программу «Монитор».

2. Подключите к электродам ЭКГ генератор стандартных сигналов. Установите на генераторе стандартных сигналов частоту 1 Гц и максимальное ослабление. Определите динамический диапазон кардиомонитора и усилителя ЭКС частотный диапазон

усилителя ЭКС, порог чувствительности и пороговую чувствительность усилителя ЭКС.

3. Сделайте выводы.

4. Содержание отчета

1. Одна из схем отведений
2. Функциональная схема усилителя ЭКС.
3. Технические характеристики усилителя ЭКС.
4. Функциональная схема одного из технических решений компенсации синфазной помехи в усилителе ЭКС.
5. Выводы по работе.

5. Контрольные вопросы и задачи

1. Набор серебряных электродов укреплен на грудной клетке пациента с целью измерения ЭКГ. Прохождение тока через анод вызывает окисление серебра, при этом увеличивается концентрация ионов серебра в растворе. Между электродами течет ток утечки 10 мкА. Определите число ионов серебра, проходящих через поверхность раздела электрод—электролит в раствор в течение 1 секунды.

2. Сконструируйте систему для изготовления Ag/AgCl электродов при помощи электролитического метода. Приведите химические реакции на обоих электродах.

3. Разработайте электрод из Ag/AgCl, у которого после прохождения заряда 150 мК (миллиКулон) удаляется не весь слой AgCl. Рассчитайте, какая масса AgCl требуется для этого. Оцените площадь поперечного сечения электрода.

4. Когда электроды используются для регистрации ЭКГ, между ними и поверхностью кожи обычно наносится электролитный гель. Металл, из которого изготовлен электрод, может проникать в электролитный гель в виде ионов. После продолжительного использования этот электролитный гель часто высыхает, так что характеристики электродов изменяются. Нарисуйте эквивалентную схему для электрода со свежим

электролитным гелем. Объясните и проиллюстрируйте рисунком, как будет изменяться эквивалентная схема по мере высыхания геля. В предельном случае, когда электролитного геля уже не осталось, как будет выглядеть эквивалентная схема электрода? Как высыхание геля сказывается на качестве регистрации электрокардиограммы?

5. Проволока из цинка и проволока из алюминия случайно оказались в контакте с частью тела, которая была насыщена физиологическим раствором солей. Возникнет ли разность потенциалов между этими двумя проволоками? В случае положительного ответа, определите величину ЭДС.

6. Разработайте электрод наименьшей площади, импеданс которого на частоте 100 Гц составляет 10 Ом. Укажите ваш источник информации, опишите конструкцию электрода и вычислите его площадь.

7. Пара электродов для измерения биопотенциалов используется для регистрации ЭКГ взрослого мужчины. С помощью каких измерений можно определить импеданс эквивалентного источника для этой электродной пары? Опишите экспериментальную методику для измерения импеданса, в которой применен минимум измерительных приборов.

8. Используя измерительные приборы, имеющиеся в большинстве лабораторий, нарисуйте блок-схему экспериментальной установки для измерения частотной зависимости полного сопротивления электрода площадью 1 см^2 . Установка должна работать на такой плотности тока, при которой еще не происходит изменения импеданса.

9. Пара электродов для измерения биопотенциалов помещена в солевой раствор и соединена со стимулятором, который пускает через электроды постоянный ток. Было замечено, что межэлектродный потенциал этих электродов изменяется в то время, когда течет ток. Объясните этот эффект и нарисуйте распределение ионов вокруг каждого электрода во время протекания тока.

10. Электроды, имеющие внутреннее сопротивление 4 кОм каждый, подсоединены в биполярной конфигурации к дифференциальному усилителю, который имеет входное

сопротивление 70 кОм. На сколько процентов уменьшается амплитуда сигнала при измерениях? Каким путем можно уменьшить искажение сигнала?

11. Медицинская сестра заметила, что один из парных Ag/AgCl электродов, используемых при длительных отведениях ЭКГ, загрязнился. Она почистила грязный электрод куском металлической мочалки, после чего он стал чистым и блестящим. Затем сестра опять наложила электрод на пациента. Как «очистка» сказалась на регистрируемом сигнале и на импедансе электрода?

12. Определите синфазное напряжение на пациенте v_{cm} в схеме на рисунке 1.18, если ток, проходящий через пациента, равен $i_d = 0,2$ мкА. Выберите подходящие значения резисторов, при которых синфазное напряжение было бы минимально, а при насыщении ОУ путь утечки на землю был бы достаточно высокоомным. Чему равно v_{cm} при $i_d = 0,2$ мкА ?

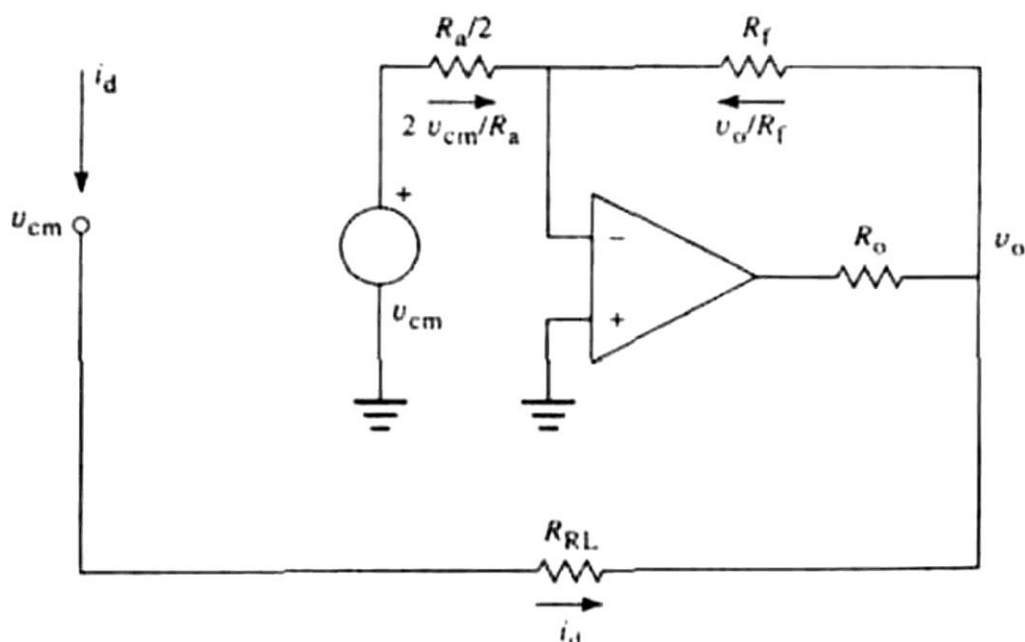


Рисунок 5.18 – Эквивалентная схема активной компенсации синфазного сигнала

Ответ: на рисунке 1.18 приведена эквивалентная схема системы активной компенсации синфазного сигнала. Коэффициент передачи входных ОУ для синфазного сигнала равен 1, а входное сопротивление можно считать бесконечным, поэтому источник

синфазного напряжения v_{cm} на входе схемы компенсации показан изолированным от входа усилителя. Сопротивление электрода RL обозначено R_{RL} . Суммируя токи на инвертирующем входе ОУ получаем:

$$\frac{2v_{cm}}{R_a} + \frac{v_0}{R_f} = 0$$

откуда:

$$v_0 = \frac{2R_f}{R_a} \cdot v_{cm}.$$

При этом:

$$v_{cm} = R_{RL} i_d + v_0.$$

Подставляя соответствующие значения в последнее выражение, получим:

$$v_{cm} = \frac{R_{RL} i_d}{1 + 2R_f / R_a} + v_0.$$

Действие отрицательной обратной связи уменьшает эквивалентное сопротивление электрода RL в количество раз, равное коэффициенту усиления инвертирующего усилителя плюс 1, но только до тех пор, пока выход не насытится. После этого выходное напряжение не меняется, так что RL оказывается подключен к земле усилителя через источник напряжения и сопротивление параллельно включенных R_f и R_o . Чтобы ограничить ток, следует выбрать большие номиналы резисторов, на практике используются значения до 5 МОм.

Когда усилитель не в насыщении, мы хотели бы, чтобы v_{cm} было как можно меньше. Для этого сопротивление R_f должно

быть большим по сравнению с R_a . Сопротивление R_f можно выбрать равным R_o , или 5 МОм. При этом R_a выберем равным 25 кОм. Пусть в худшем случае электродное сопротивление R_{RL} равно 100 кОм. Тогда эквивалентное сопротивление между пациентом и землей буде равно:

$$100 \text{ кОм} / (1 + 2 \cdot 5 \text{ МОм} / 25 \text{ кОм}) = 250 \text{ Ом} .$$

При токе 0,2 мкА синфазное напряжение равно:

$$v_{cm} = 250 \text{ Ом} \cdot 0,2 \text{ мкА} = 50 \text{ мкВ} .$$

Список литературы:

1. Попечителей Е.П., Корневский Н.А. Электрофизиологическая и фотометрическая медицинская техника. Теория и проектирование. В 4-х частях: Учебное пособие / Под ред. Е.П. Попечителя. КГТУ, Курск, 1999.-421с.
2. Корневский Н.А., Попечителей Е.П., Филист С.А. Проектирование электронной медицинской аппаратуры для целей диагностических и лечебных воздействий: Монография/ ГУИПП «Курск». Курск. 1999. 490 с.
3. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ: Учеб. пособие для ВУЗов./А.Л.Барановский. А.М. Калиниченко, Л.А. Манило и др.: Под ред. А.Л. Барановского и А.П. Немирко. М.: Радио и связь. 1993.
4. Гнездицкий В.В. Обратная задача ЭЭГ и клиническая электроэнцефалография (картирование и локализация источников электрической активности мозга. М.: МЕД- пресс-информ. 2004. – 624 с.

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА №2. ИССЛЕДОВАНИЕ ДАТЧИКА ФОТОПЛЕТИЗМОГРАММЫ

1. Краткие теоретические сведения

Фотоплетизмография может применяться у пациентов, находящихся в состоянии покоя, для регистрации частоты сердечных сокращений. Преимущество использования этого метода состоит в том, что регистрируются реальные сокращения сердца, а не сигналы электрокардиограммы. Защищенный должным образом фотоплетизмограф нечувствителен к работающим рядом электрохирургическим инструментам, использование которых обычно делает невозможным регистрацию электрокардиограммы. Однако, если пациент находится в состоянии шока, то возникающая при этом вазоконстрикция может привести к такому уменьшению периферического кровотока и, соответственно, к такому ослаблению выходного сигнала фотоплетизмографа, что этот метод становится непригодным. Чтобы избежать такой ситуации, регистрируют прохождение света через носовую перегородку. При таком подходе оценивается пульсовое изменение объема терминальных ветвей внутренней сонной артерии и, следовательно, сигнал на выходе прибора коррелирует с величиной мозгового кровотока.

Фотоплетизмограмма, регистрируемая прибором, может быть представлена в виде кривой на графическом дисплее или в виде пульсирующего "столбика", следящего за изменением объема артериальной крови в поле зрения датчика. Отображение ФПГ позволяет вести визуальный контроль формы сигнала и обладает диагностической ценностью. Изображение кривой на экране дисплея монитора автоматически масштабируется таким образом, чтобы размах ФПГ занимал большую часть экрана.

В соответствии с методикой фотоплетизмографии участок тканей, в котором исследуется кровоток, располагается на пути луча света между источником излучения и фотоприемником датчика.

Фотоэлектрические ИП очень часто используются в

фотоплетизмографии для получения кривой обычного пульса.

Фотоэлектрический измерительный преобразователь состоит из источника света (лампы накаливания или светодиода) и приемника (фотодиода или фоторезистора). Нарушение передачи света от источника к приемнику служит информацией о нахождении объекта в фотоячейке.

1.2. Источники оптического излучения

Наиболее распространенный источник оптического излучения – солнце. В некоторых датчиках, используется тепловое излучение от контролируемого объекта. Однако в более сложных системах обычно используются более совершенные источники. Ультрафиолетовое излучение диапазона от 10 до 400 нм, видимый свет от 400 до 750 нм, инфракрасное (ИК) излучение от 750 до 5000 нм.

В качестве источников оптического излучения используются лампы накаливания, светодиоды, лазеры. Кроме того, используются различные системы модификаций спектра (светофильтры, монохроматоры), модификации оптического пути (линзы, зеркала, разделительные экраны, диафрагмы) и оптические модуляторы.

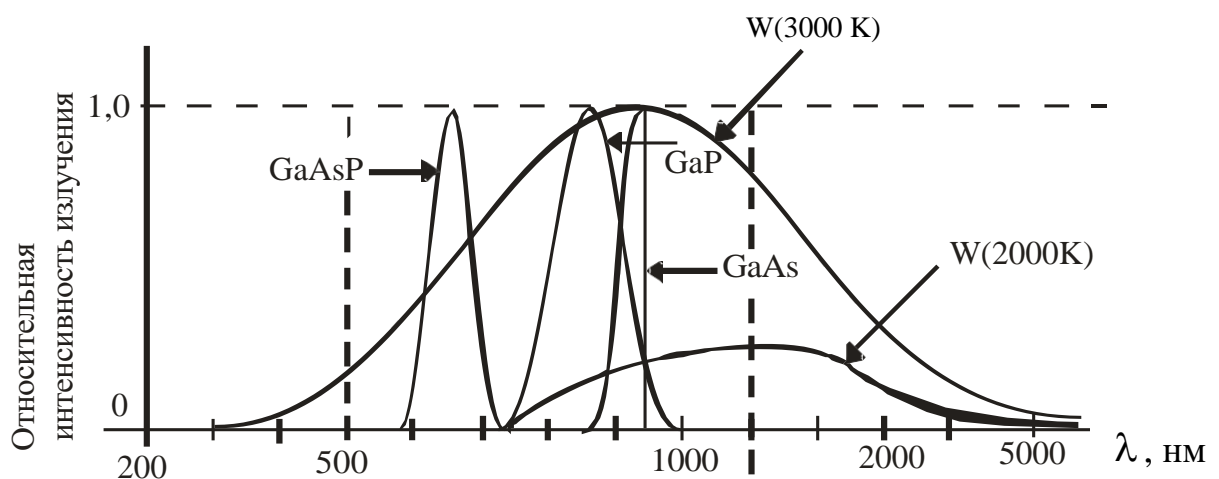


Рисунок 2.1 – Спектральные характеристики некоторых источников света (W – вольфрамовая нить накала)

Спектральные характеристики некоторых источников света

показаны на рисунке 2.1.

1.2. Фотоприемники

1.2.1. Фотодиодные приемники излучения и их измерительные цепи

На практике в качестве приемников излучения чаще всего применяют pn -диоды, которые имеют слоистую структуру. Особенностью этой структуры является то, что тонкие полупроводниковые слои p и n – типа разделены областью высокоомного кремния (i). При попадании на pn -переход световых лучей достаточно высокой энергии возникает фототок I_{sh} (ток короткого замыкания) порядка $0,1 \dots 1$ А/Вт.

Структура PIN-диода показана на рисунке 2.2.

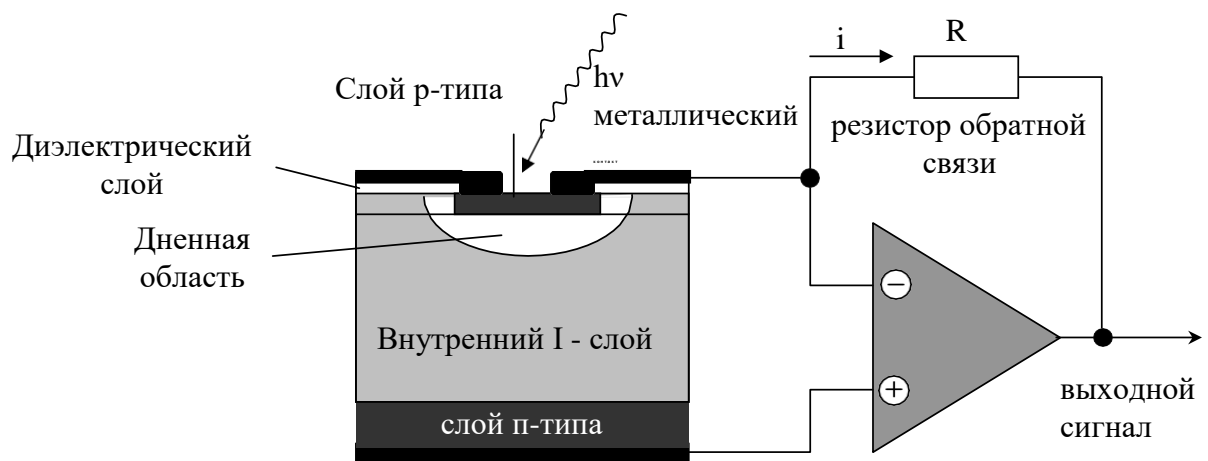


Рисунок 2.2 – Структура PIN- фотодиода, подсоединенного к преобразователю ток-напряжение

Зависимость чувствительности такого фотодиода от длины волны показана на рисунке 2.3, а зависимость фототока (I_{sh}) от энергии падающего света – на рисунке 2.4.

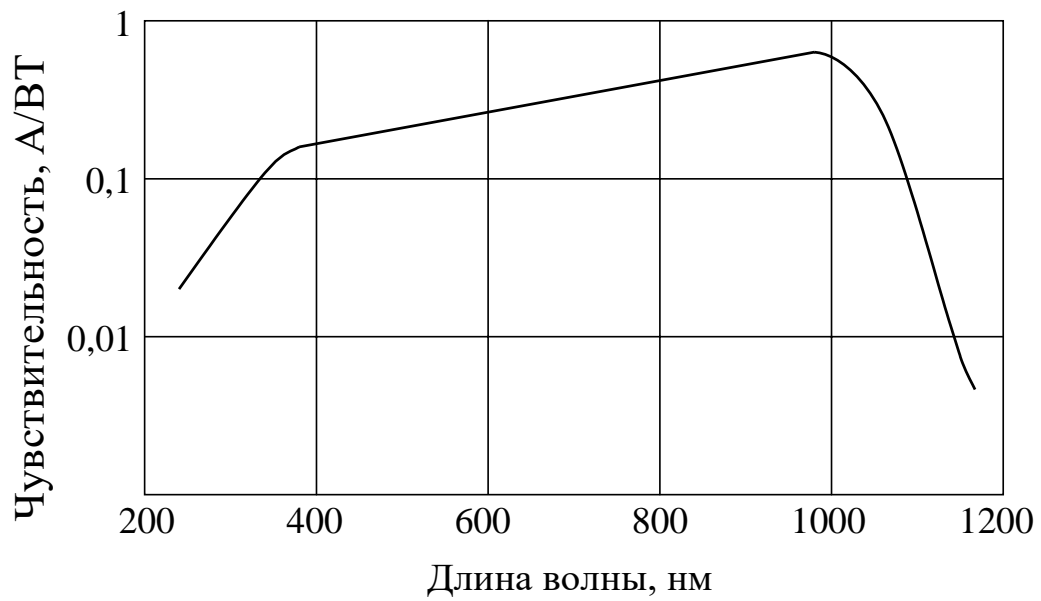


Рисунок 2.3 – Спектральная чувствительность типичной кремниевой ячейки

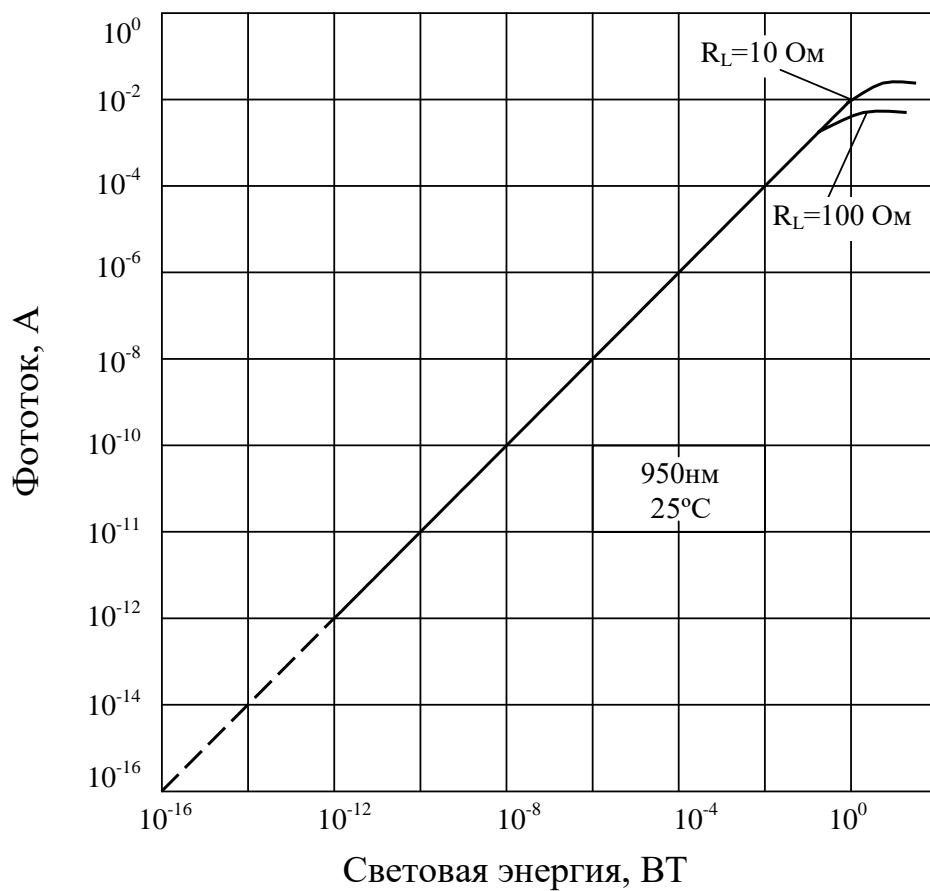


Рисунок 2.4 – Зависимость фототока от энергии падающего света:
(R_L – сопротивление нагрузки)

Существует два основных режима работы фотодиодов: фотоэлектрический и фотопроводящий. В первом случае к фотодиоду не прикладывается никакого напряжения смещения. Это приводит к отсутствию темнового тока, поэтому здесь присутствует только тепловой шум. Такой режим дает возможность получить наилучшую чувствительность при низких уровнях излучения. Однако из-за увеличения емкости перехода ухудшается быстродействие диода и чувствительность к излучениям больших длин волн.

В качестве измерительных цепей фотодиодных приемников, работающих в фотоэлектрическом режиме, используются преобразователи ток – напряжение, выполненные на операционных усилителях.

Типичные схемы для преобразователя ток – напряжение показаны на рисунке 2.5.

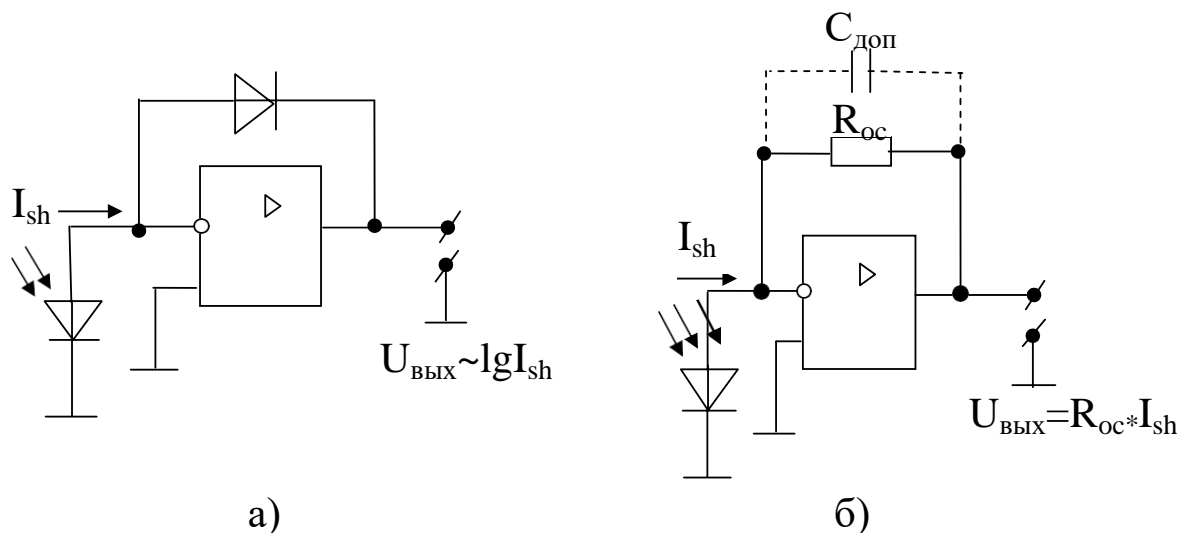


Рисунок 2.5 – Типичные схемы измерительных цепей с фотодиодным приемником измерения

Большой собственный коэффициент усиления ОУ приводит к тому, что инвертируемый вход является виртуальной землей, поэтому протекающий через резистор R_{oc} (рисунок 2.5б) ток равен току входа I_{sh} . Следовательно, выходное напряжение определяется соотношением $U_{ВЫХ} = -R_{oc} \cdot I_{sh}$.

Для ограничения высококачественных шумов

дополнительного и предотвращения самовозбуждения ОУ можно параллельно ему включить компрессор $C_{\text{доп}}$ (10нФ...100пФ).

Погрешности схемы, связанные с входными токами, можно уменьшить включая дополнительный резистор, равный $R_{\text{ос}}$, между инвертирующим входом и землей.

При работе фотодиода в фотопроводящем режиме на него подается обратное напряжение смещения. Это ведет к расширению обедненной зоны, снижению емкости перехода, формированию линейной зависимости фототока от интенсивности излучения в широком диапазоне частот. Однако при увеличении обратного смещения возрастает дробовой шум. На рисунке 2.6 показана рабочая схема усилителя сигнала фотодиода.

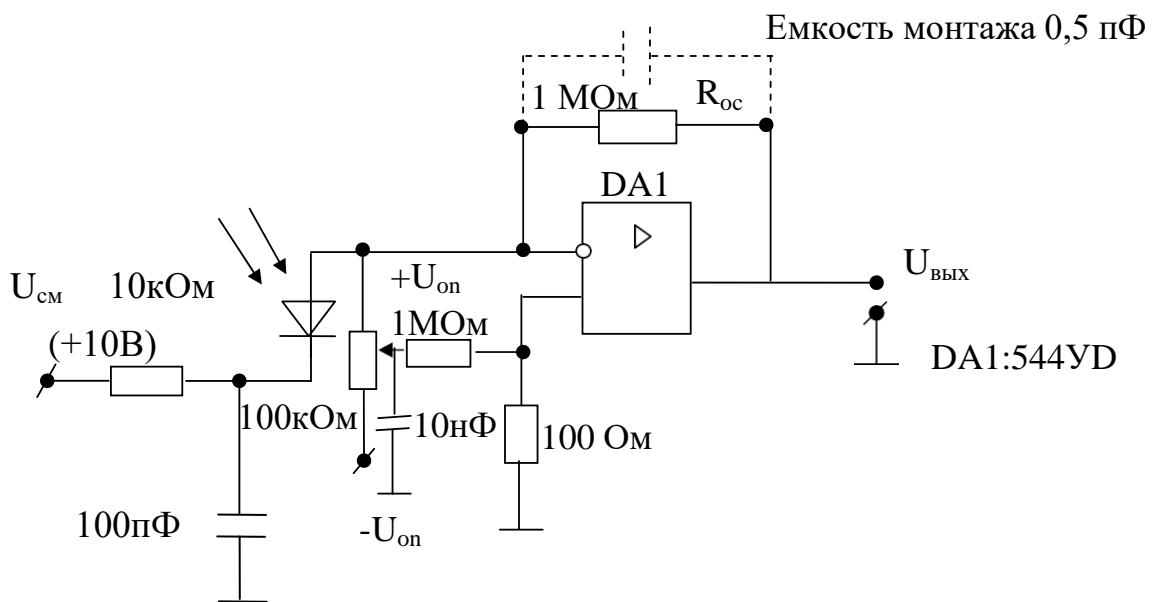


Рисунок 2.6 – Усилитель тока фотодиода

На рисунке 2.7 приведена нагрузочная характеристика диода.

Обратное смещение фотодиода сдвигает нагрузочную линию в третий квадрант, где линейность вольтамперной характеристики выше, чем при работе в фотоэлектрическом режиме. Линия нагрузки пересекает ось напряжений в точке, соответствующей напряжению смещения E , а ее наклон обратно пропорционален коэффициенту усиления ОУ без ОС. Верхний предел полосы пропускания фотодиода в фотопроводящем режиме достигает сотен

мегагерц, что сопровождается увеличением отношения сигнал/шум.

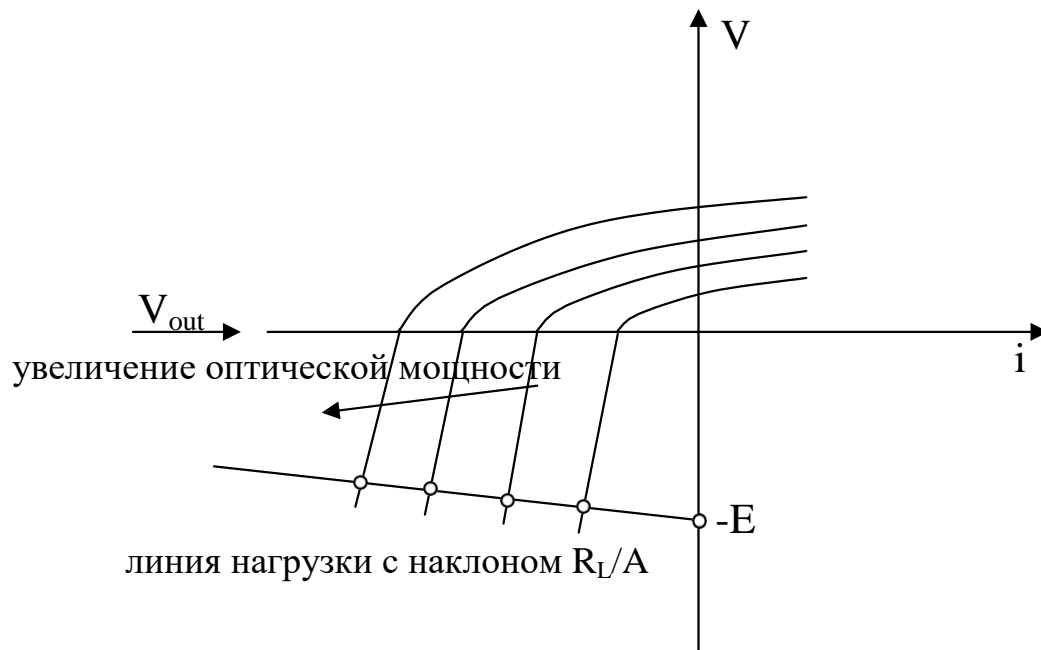


Рисунок 2.7 – Фотопроводящий режим работы фотодиода – нагрузочная характеристика

1.2.2. Фоторезисторы и их измерительные цепи

Фоторезисторы представляют собой однородную полупроводниковую пластину с контактами, которая при освещении уменьшает свое сопротивление в результате внутреннего фотоэффекта. Спектральные характеристики фоторезисторов представлены на рисунке 2.8 и определяются свойствами используемых полупроводниковых материалов.

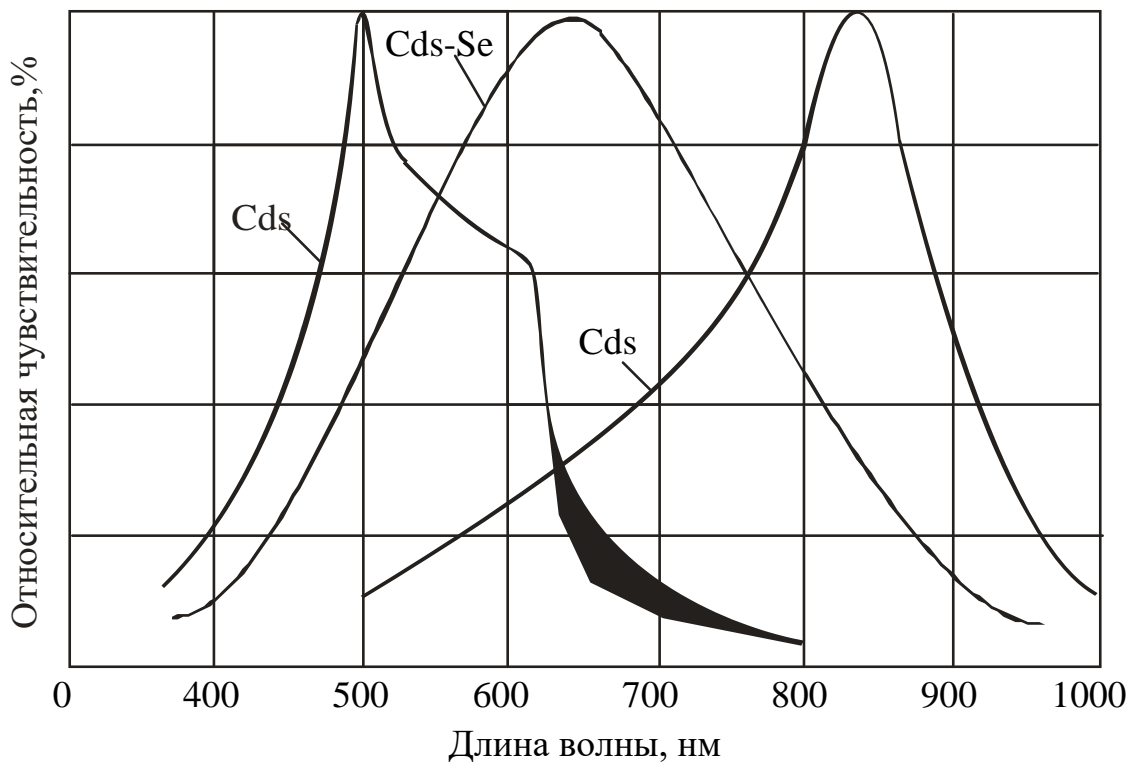


Рисунок 2.8 – Распределение спектральной чувствительности различных фоторезисторов.

Вольт – амперные характеристики фоторезисторов линейны в пределах допустимых мощностей рассеяния. Световая характеристика фоторезистора линейна только при малых уровнях светового потока, практически до освещенности 200...300 лк (рисунок 2.9).

При применении фоторезисторов необходим фильтр, позволяющий ограничить чувствительность датчика в области частот, близких к инфракрасному диапазону. Без такого фильтра изменения насыщения крови кислородом, которые наиболее выражены в видимой части спектра, приводят к изменению чувствительности датчика.

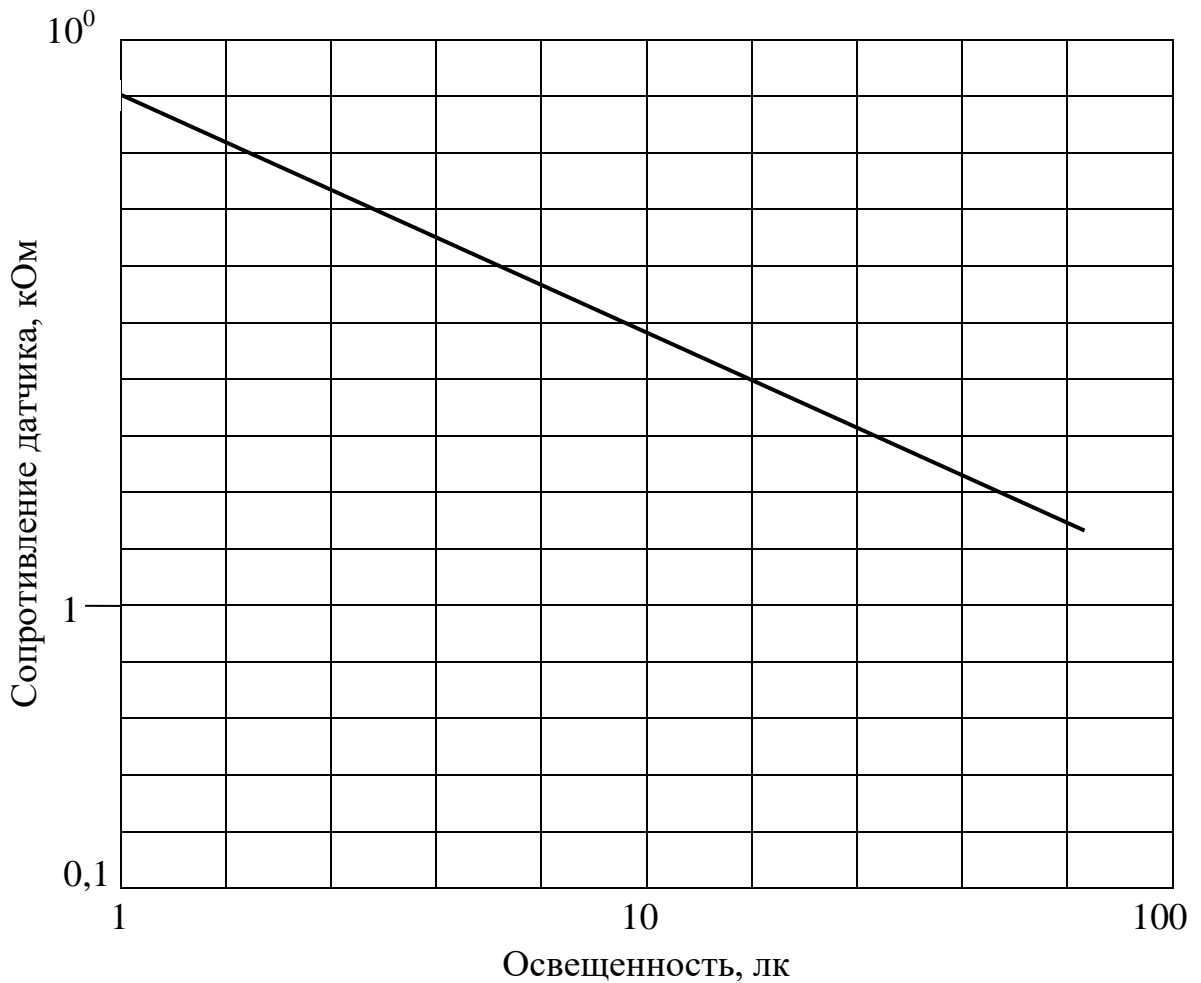


Рисунок 2.9 –Чувствительность фоторезистора

Измерительные цепи фоторезисторов строятся с использованием как постоянного, так и переменного напряжения питания. Допустимое напряжение питания определяется допустимой мощностью рассеяния и сопротивлением максимально освещенного фоторезистора как $U \leq \sqrt{P_{\text{доп}} \cdot R_{\text{осв}}}$. Наиболее распространенной является мостовая цепь. При выборе элементов мостовой цепи следует иметь в виду, что сопротивление фоторезистора меняется очень существенно и измерительная цепь может внести дополнительную нелинейность. Пример измерительной цепи с операционным усилителем показан на рисунке 2.10. Выходное напряжение усилителя $U_{\text{вых}} = -E \cdot G_1 / G_2$ пропорционально отношению проводимостей фоторезисторов дифференциального преобразователя. В схеме рисунке 2.10 возможна замена одного из фоторезисторов резистором R_0 , тогда

$$U_{\text{ВЫХ}} = -E \cdot R_0 / R_2 \text{ или } U_{\text{ВЫХ}} = -E \cdot R_2 / R_0.$$

Датчики меньших размеров изготавливают на основе кремниевых фототранзисторов. Со всеми типами датчиков желательно использовать фильтры, пропускающие только инфракрасное излучение, которые прикрывают датчик от люминесцентного освещения, вызывающего наводку с двойной сетевой частотой 100 Гц. Такой фильтр не препятствует прохождению солнечного света или света от ламп накаливания, что способно сместить нулевую линию. Вследствие этого, к фотоплетизмографам обычно прилагается светонепроницаемый кожух.

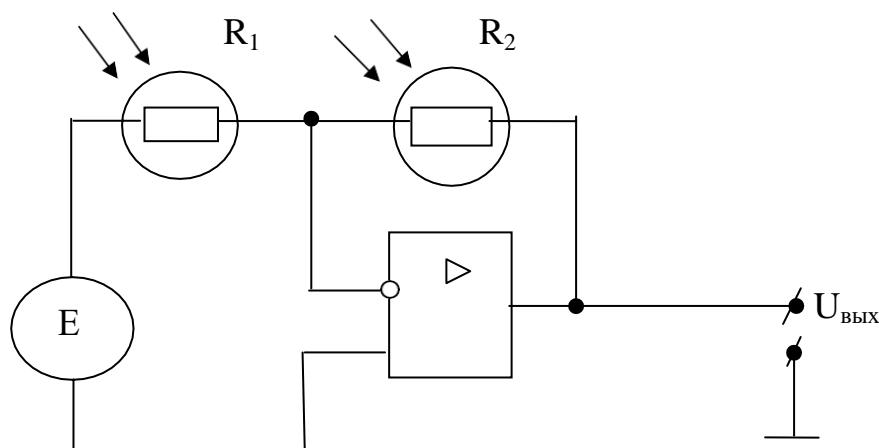


Рисунок 2.10 – Измерительная цепь фоторезистора

Фотодиод оптопары должен работать в фотогенераторном режиме, то есть без источника запирающего напряжения. Это обусловлено тем, что при снятии фотоплетизмограммы освещенность изменяется на 1%.

1.2.3. Помехи в фотодатчиках

Основные помехи, влияющие на точность измерения фотоплетизмограммы, имеют электрическую, оптическую и физиологическую природу.

Электрические помехи ("наводки") возникают в усилительном тракте фотоплетизмографа в результате влияния внешних электромагнитных полей, создаваемых, в частности, питающей сетью 50 Гц, электрохирургическим инструментом,

физиотерапевтической аппаратурой. Подавление помех осуществляется путем частотной фильтрации сигналов, так как полезная информация в ФПГ сигнале сосредоточена, в основном, в диапазоне до 10 Гц, т.е. значительно ниже частотного диапазона помех. Для этой цели используются аналоговые фильтры нижних частот в усилительном тракте, а также цифровая фильтрация, дающая высокую крутизну спада частотной характеристики.

Помехи оптического происхождения возникают в случае попадания света от посторонних источников излучения (от хирургических ламп, ламп дневного света и т.п.) на фотоприемник датчика. Под действием данных помех уровень сигнала, снимаемого с фотоприемника, может изменяться, искажая сигнал, обусловленный абсорбцией излучения светодиодов в тканях. Для подавления оптических помех используют два источника излучения, например, красный и инфракрасный, и метод трехфазной коммутации светодиодов датчика. В первые две фазы коммутации поочередно включаются либо "красивый", либо "инфракрасный" светодиод датчика, в третьей фазе оба светодиода выключаются и фотоприемник регистрирует фоновую засветку датчика, включающую оптические помехи. Напряжение фоновой засветки запоминается и вычитается из сигналов "красного" и "инфракрасного" каналов, получаемых в первые две фазы коммутации. Таким образом, действие фоновой засветки датчика на полезный сигнал ослабляется.

Коммутация светодиодов с достаточно высокой частотой (намного превышающей частоты оптических помех) позволяет при выделении сигналов различных каналов в усилительном тракте использовать принципы синхронного детектирования, существенно улучшающие соотношения сигнал/шум. Сильная фоновая засветка датчика может стать причиной возникновения искажений в усилительном тракте, поэтому фотоприемник и первые каскады усиления должны обладать линейностью характеристики в большом динамическом диапазоне входных сигналов. Это необходимо для устранения амплитудных искажений переменной составляющей сигнала и подавления перекрестных помех. Ослабление фоновых засветок достигается также конструктивным

построением датчика с использованием оптического экранирования.

Помехи физиологической природы оказывают наиболее сильное влияние на показания фотоплетизмографов. К таким помехам можно отнести влияние двигательных артефактов, в том числе и дыхания, непостоянство формы пульсовой волны и снижение ее амплитуды у различных пациентов. Движение конечности с закрепленным на ней датчиком вызывает, например, перераспределение объема крови, находящегося в поле зрения датчика, что дает на выходе фотоприемника помеховый сигнал. Ослабление указанных помех особенно важно при выделении максимумов артериальных пульсаций фотоплетизмографических сигналов обоих каналов.

Анализируя соотношение сигнала и помехи, система в случае недопустимых условий измерения формирует для пользователя сообщения, позволяющие либо исправить положение (устранить артефакты), либо правильно истолковать показания прибора. Наиболее часто формируются сообщения, получаемые путем порогового контроля сигналов в усилительном тракте прибора, говорящие о случайном отключении датчика, "отсутствии пациента", о сильной фоновой засветке, о снижении амплитуды пульса ниже допустимого с точки зрения шумов. Данные ситуации устраняются путем правильной установки датчика и выбора места его расположения на теле пациента.

2. Описание лабораторного макета

2.1 Измеритель частоты пульса

Функциональная схема измерителя частоты пульса и форма сигналов в характерных точках прибора показана на рисунке 2.11 и рисунке 2.12, соответственно. Сигнал, излучаемый инфракрасным светодиодом датчика E1, отражается от пальца и в виде импульсов с частотой пульса воздействует на фотодиод, подключенный к входу двуступенчатого усилителя A1, A2. На выходе второй ступени A2 амплитуда положительных импульсов (график 2)

достигает значения, достаточного для работы формирователя D2.

Через фильтр низких частот (ФНЧ) Z1 сигнал поступает на вход формирователя D2 - триггера Шмидта. Он вырабатывает импульсы (график 3), по частоте, соответствующей ударам пульса, которая запускает одновибратор D3. На каждый сигнал пульса одновибратор D3 вырабатывает отрицательный импульс (график 4) через цепь R1C1, воздействующий на стробирующий вход формирователя D2. В результате импульсы с выхода формирователя D2 по длительности значительно меньше выходных импульсов одновибратора D3.

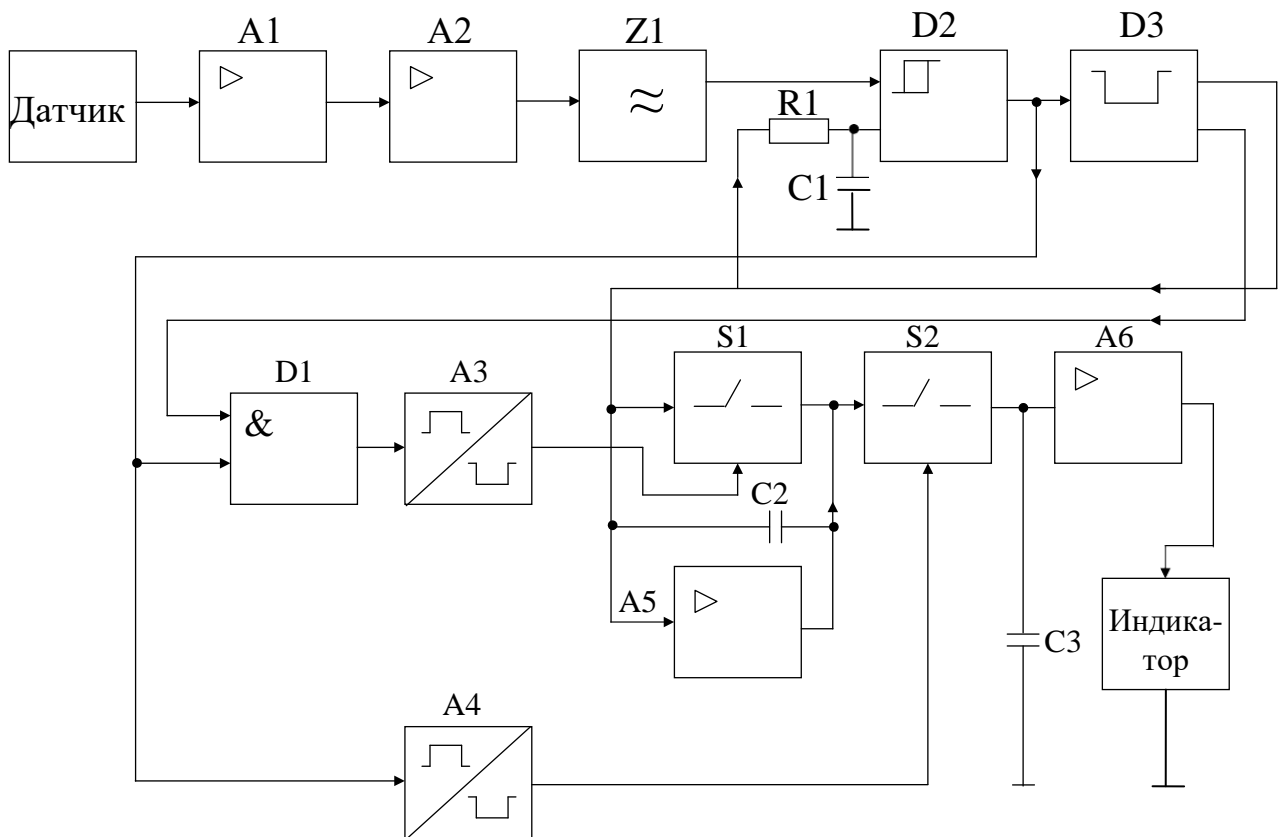


Рисунок 2.11 – Функциональная схема измерителя частоты пульса

Импульсы одновибратора поступают на вход интегратора A5, выходное напряжение (график 7) которого уменьшается линейно и пропорционально времени между двумя смежными ударами пульса. Чем больше это время, или иначе, чем меньше частота пульса, тем ближе к нулевому уровню может стать выходное напряжение интегратора.

Напряжение интегратора, которое будет достигнуто в момент прихода очередного импульса, через управляемый ключ S2 поступает на запоминающий конденсатор C3. Напряжение на нем хранится до прихода следующего импульса. С усилителя А6 - буферного повторителя - напряжение, равное напряжению на конденсаторе C3, поступает к цифровому вольтметру, проградуированному в единицах частоты пульса.

Для правильной работы интегратора А5 требуется соблюдение определенной временной последовательности - сначала надо передать напряжение на конденсатор C3 через ключ S2, а затем привести интегратор в исходное положение, разрядив конденсатор C2 через ключ S1.

Ключ S2 открывается выходом проинвертированным импульсом (график 6) формирователя D2, а сигнал управления ключом S1 (график 5) формирует узел совпадения D1. Поскольку в приборе применены ключи, управляемые импульсами отрицательной полярности, предусмотрены два инвертора А3 и А4.

Принципиальная схема измерителя пульса изображена на рисунке 2.13. Мощность непрерывного излучения ИК светодиода VD1 равна 2..4 мВт. Светодиод и фотодиод размещены на датчике так, что если на крышку датчика положить палец, фотодиод VD2 начнет воспринимать отраженное от пальца излучение. Степень отражения зависит от наполнения сосудов пальца кровью, пульсирующей в такт с ударами сердца.

Кроме импульсов отраженного излучения, фотодиод может принимать и посторонние излучения, проникающие сквозь палец, что приведет к сбоям в работе прибора. Радикальным решением в борьбе с помехами являются такие конструкция и размещение датчика, в которых мешающее излучение не могло попасть на фотодиод не при каких условиях, но это усложняет изготовление и увеличивает размеры прибора, поэтому в описанном его варианте влияние помех устранено схемотехническими методами.

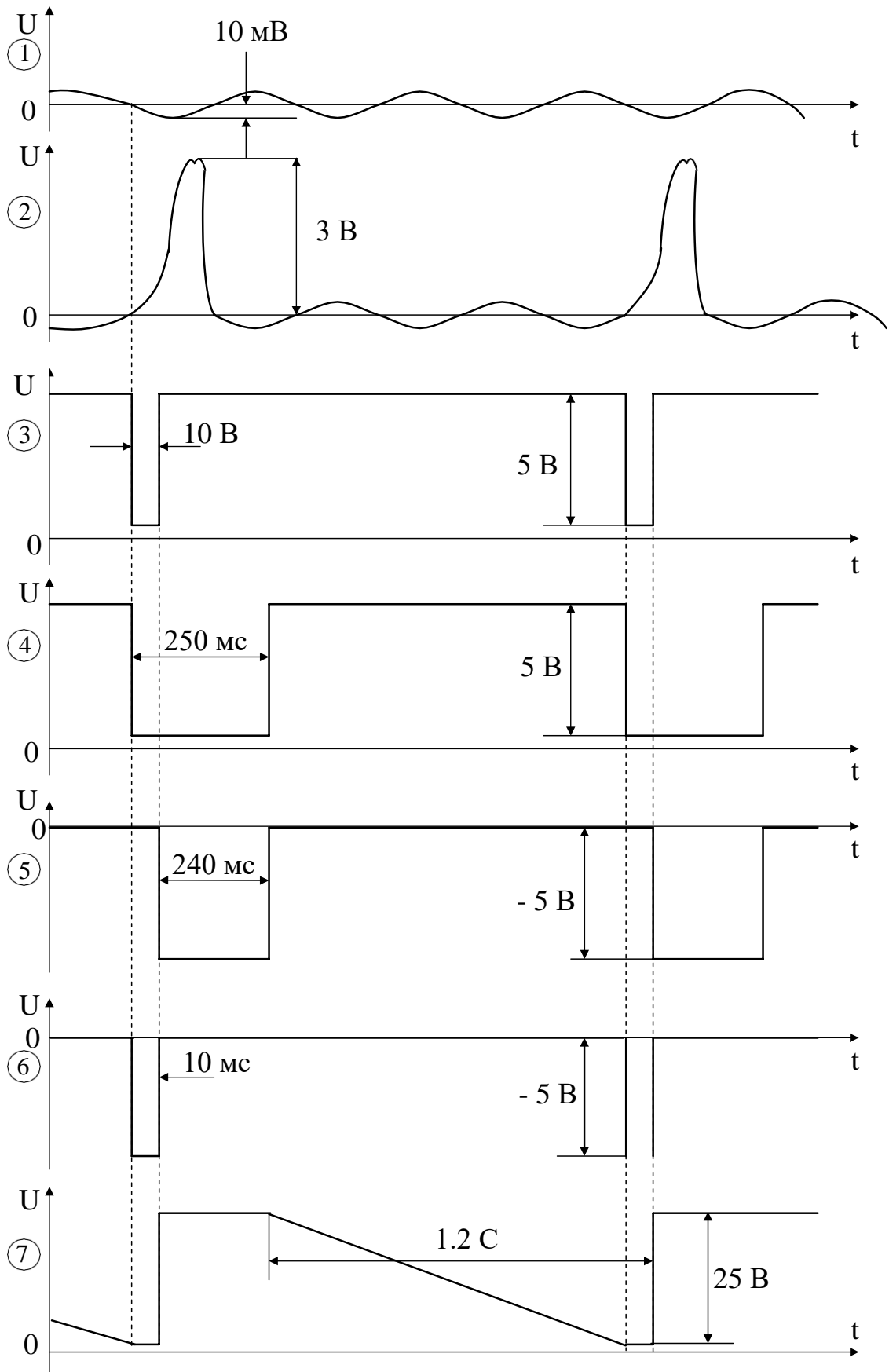


Рисунок 2.12 – Диаграммы сигналов в характерных точках прибора

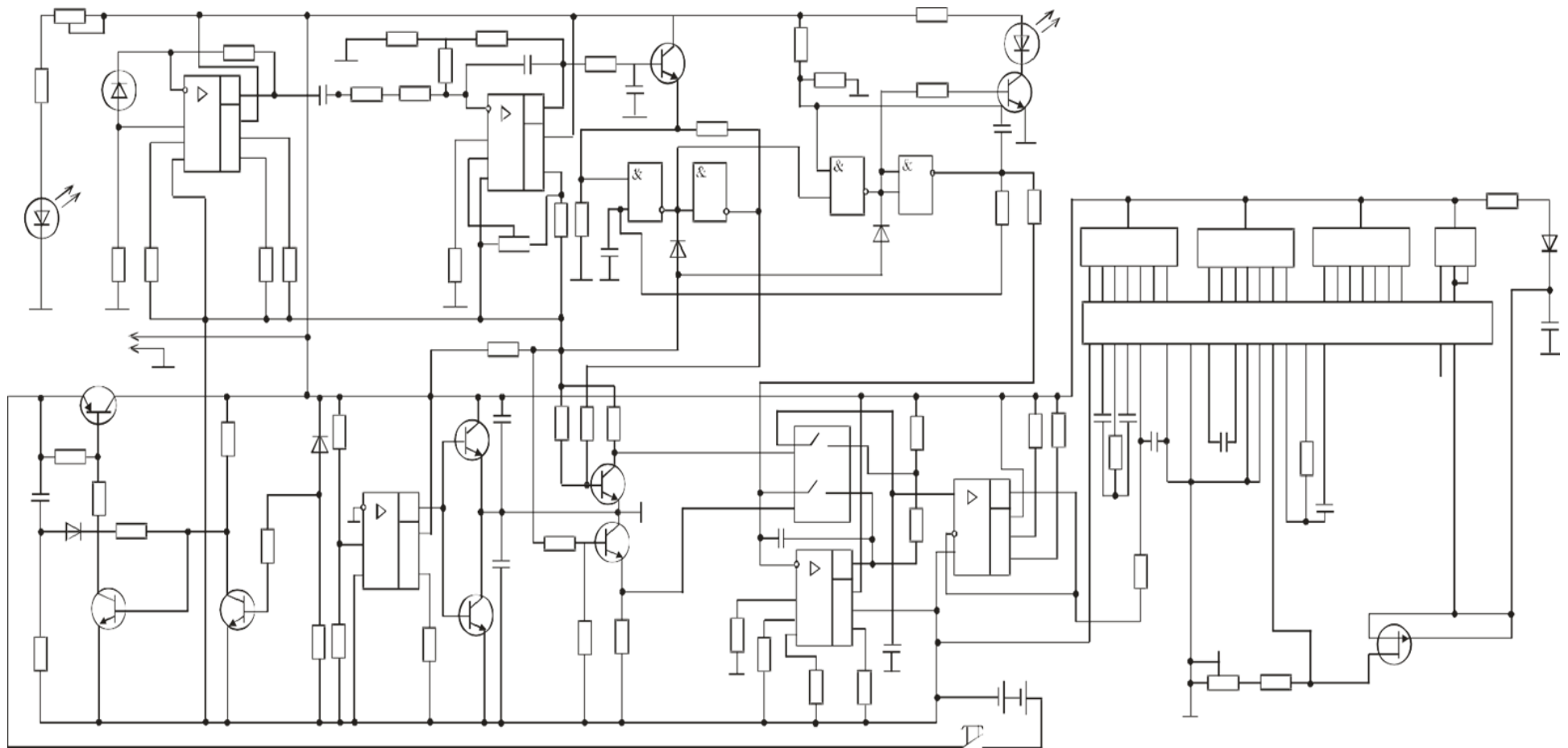


Рисунок 2.13 – Схема электрическая принципиальная измерителя частоты пульса

Помехи с частотой 50 Гц (от осветительных ламп) подавляет, в основном, вторая ступень усиления, выполненная на ОУ DA2 и являющаяся одновременно активным фильтром НЧ. Кроме этого, предусмотрен еще пассивный НЧ фильтр R17 C3 с частотой среза около 7 Гц. Мешающее действие солнечного света удастся свести к минимуму балансировкой ОУ DA1.

Фотодиод VD2 датчика работает как источник тока, зависящего от чувствительности фотодиода и интенсивности принимаемого ИК излучения. При значительной освещенности фотодиода ОУ DA1 входит в насыщение и его выходное напряжение достигает максимального значения. Поэтому режим работы ОУ DA1 сильно зависит от рабочего тока светодиода датчика. Правильно изготовленный датчик воспринимает сигналы пульса большинства людей при токе светодиода 1..2 мА. Коэффициент усиления ОУ DA2 на частоте не более 7 Гц – около 1000. Необходимый спад частотной характеристики определяется конденсатором C2. Эмиттерный повторитель на транзисторе VT1 согласует выход ОУ DA2 с входом цифрового логического элемента DD1.1 ТТЛ. На элементах DD1.1 и DD1.2 собран триггер Шмитта, который формирует отрицательные импульсы.

Элементы DD1.3 и DD1.4 образуют одновибратор, формирующий импульсы длительностью 250 мс, которые поступают на вход интегратора DA5 и через цепь задержки R2 C2 C4 на стробирующий вход (выход 2 элемента DD1.1) триггера Шмитта. В результате триггер Шмитта после прихода рабочего импульса в течение 250 мс не реагирует на входные сигналы, что значительно повышает помехоустойчивость прибора. В такт с ударами пульса мигает светодиод VD5, включенный в коллекторную цепь транзистора VT2.

Интегратор связан с узлом выборки и хранения, собранным на коммутаторе DA4 и ОУ DA6. Собственно операции интегрирования подвергается импульсное положительное напряжение выходной последовательности одновибратора, и когда оно принимает нулевое значение, происходит перенос напряжения в запоминающий конденсатор C10 и установка интегратора в исходное состояние.

Под воздействием входного напряжения на выходе интегратора (на выв. 6 ОУ DA5) появляется линейно

уменьшающееся напряжение. Уменьшение идет от нулевого значения, поэтому чем ниже частота пульса, тем более отрицательное будет выходное напряжение интегратора к моменту прихода импульса записи в запоминающий конденсатор.

Выходное напряжение интегратора через резистор R48 и R47 суммируется с положительным напряжением питания (рисунок 2.12, график 7), а результирующее напряжение через аналоговый коммутатор DA4 заряжает запоминающий конденсатор C10 - таким образом обеспечена необходимая зависимость показаний микровольтметра PA1 от частоты импульса.

Сигналы управления коммутатором поступают с триггера Шмитта и с элемента совпадения, собранного на резисторе R36 и диодах VD3 и VD4. Импульсы записи формирует узел, выполненный на транзисторе VT8, на базу которого поданы импульсы длительностью 10 мс. Подзарядка конденсатора C9 интегратора происходит через один из ключей коммутатора DA4, управляемый от узла, собранного на транзисторе VT9. Длительность импульса начальной установки интегратора - 240 мс. Напряжение на запоминающем конденсаторе C10, пропорциональное частоте пульса, через высокоомный повторитель DA6 приложено к входу цифрового вольтметра.

Стабилизатор напряжения питания микросхем содержит усилитель постоянного тока на транзисторах VT4, VT5 и регулирующий транзистор VT3. Стабилитрон VD7 вместе с резистором R32 образует источник образцового напряжения. Такое включение этого источника позволяет получить высокий коэффициент стабилизации напряжения (более 500) при выходном сопротивлении, не превышающем 0,2 Ом. Регулирующий элемент входит в режим стабилизации при падении напряжения на транзисторе VT3 всего 0,05...1В. Для запуска стабилизатора предусмотрена цепь C6R26VD6R29. В момент включения питания ток зарядки конденсатора C6 протекает через диод YD6, резистор R6 и эмиттерный переход транзистора VT4 и выводит его и регулирующий транзистор VT3 на рабочий режим. Узел, собранный на микросхеме DA3 и транзисторах VT6, VT7, формирует двуполярное напряжение 2*5,5 В. Ток, потребляемый собственно этим узлом, не превышает 3 мА.

При пользовании прибором палец с легким нажатием кладут

на крышку датчика и нажимают на кнопку "Вкл". Если датчик уверенно воспринимает сигналы пульса, то зеленая лампочка на передней панели прибора равномерно мигает, а лампочки цифровых индикаторов уже после трех последовательных вспышек зеленой лампочки укажут частоту сердечных сокращений.

Проблема измерения пульса описанным способом не так проста, как это может показаться на первый взгляд. Даже для лучших зарубежных приборов подобного типа число людей, у которых гарантировано измерение пульса, не превышает 90% от общего числа испытуемых. Для описанного прибора этот показатель равен примерно 80%. Основные причины, по которым иногда не удается измерить пульс того или иного человека, чисто физиологические: жесткий кожный покров, слабое наполнение кровью сосудов, холодные руки и т.п. Измерение пульса затруднено и при неудачном расположении пальца на датчике (или слишком сильном или слабом нажатии).

3. Цель работы

Изучить схемотехнические решения при проектировании датчиков пульса.

4. Содержание работы и порядок ее выполнения

1. Подключить кардиомонитор к сети 220 В 50 Гц.
2. Выберите режим работы "Пульс", нажав соответствующую клавишу на передней панели монитора.
3. Переключателями на передней панели установите нижнюю и верхнюю границы частоты пульса.
4. Подключите датчик пульса к гнезду на передней панели кардиомонитора. Подключите выход датчика пульса ко входу осциллографа. Нажмите клавишу "Тест". Убедитесь, что на цифровом индикаторе загорелось число "100", а на экране осциллографа появятся прямоугольные импульсы частотой 1 Гц.
5. Нажмите клавишу "Пульс", прижмите датчик пульса к ровному участку тела так, чтобы световой поток индикаторной лампочки падал на него. Убедитесь, что на экране осциллографа появился сигнал фотоплетизмограммы. Изменяя верхний и нижний

пределы частоты пульса, убедитесь в срабатывании аварийной сигнализации.

6. Исследуйте помехоустойчивость датчика. Для этого включите дополнительный источник (настольную лампу) и, приближая её и отделяя от местоположения датчика пульса, запишите показания частоты пульса, выведенные на индикаторы.

7. Зарисуйте картину пульсовой кривой, присутствующей на экране осциллографа. Прокалибруйте кардиомонитор с помощью генератора стандартных сигналов и определите динамический диапазон сигнала пульса. Промоделируйте сигнал помехи по методике, предложенной в пункте 6 и зарисуйте соответствующие пульсовые кривые.

8. Сделайте выводы

5. Содержание отчета

1. Функциональная схема датчика частоты пульса.
2. Кривая фотоплетизмограммы без помех и при наличии помехи.

6. Контрольные вопросы

1. Какова клиническая ценность реоплетизмографии?
2. Охарактеризуйте основные источники излучения, применяемые в фотометрии.
3. Охарактеризуйте основные приемники излучения, применяемые в фотометрии.
4. Каковы достоинства и недостатки фотометрического режима работы фотодиода?
5. Каковы достоинства и недостатки работы фотодиода в фотопроводящем режиме?
6. Нарисуйте измерительную цепь с фоторезистором.
7. Опишите виды помех и методы их подавления при измерении частоты пульса.
8. Опишите основные функциональные узлы фотометрического измерителя частоты пульса.
9. Через сколько кардиоциклов изменяются показания на цифровом табло индикатора частоты пульса?

Список литературы

1. Макс Ж. Методы и техника обработки сигналов при физических измерениях. В 2-х томах. Пер. с франц. - М.: Мир, 1983, Т.2, 256с.
2. Физиология человека. В 3-х т. Т.2: Пр. С англ./Под. ред. Р. Шмидта и Г. Тевса. М., 1996. 313с.
3. Фрайден Дж. Современные датчики. Справочник. М.: Техносфера, 2005.-592 с.

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА №3. ИССЛЕДОВАНИЕ МЕТОДОВ ИЗМЕРЕНИЯ ФОНОКАРДИОСИГНАЛА

1. Краткие теоретические сведения

1.1. Метод и принцип фонокардиографического исследования

При работе сердца и движении крови по сосудам возникают колебания различной частоты и амплитуды, наслаивающиеся одно на другое. Однако не все они вызывают звуковой эффект. Вибрации массы крови и работающего сердца, совершающиеся с частотой 6—10 колебаний в секунду, не являются источником звука, так как частота их слишком мала. Если же происходят десятки и сотни колебаний в секунду, возникает звуковой эффект. Если к грудной клетке в области сердца приложить аппарат, преобразующий механические колебания в электрические, а затем с помощью усиливающего и фильтрующего звук устройства записать эти колебания на ленту, получится графическое изображение звуков сердца.

Для правильной и четкой интерпретации кривых, получаемых при графическом исследовании звуков сердца, необходимо, чтобы фонокардиограмма возможно более точно отображала аускультативные данные. Однако фонокардиографические кривые далеко не всегда соответствуют данным аускультации, что приносило немало разочарований, особенно в раннем периоде развития фонокардиографического метода исследования. Несовпадение с данными выслушивания объясняется прежде всего малой чувствительностью слухового анализатора человека к колебаниям низкой частоты.

Слуховой анализатор человека воспринимает звуковые колебания в диапазоне от 16...20 до 20000 Гц. Однако, будучи весьма чувствительным к средним частотам, ухо плохо воспринимает колебания с частотой, близкой к пороговой (в полосе низких частот 16...50 и даже 100 Гц). Границы воспринимаемых частот зависят и от индивидуальных особенностей слуха. Для того чтобы фонокардиограмма соответствовала аускультативным данным, надо в электрическую усилительную схему прибора

включить фильтры, которые понижали бы чувствительность аппарата к низкочастотным колебаниям.

Однако запись тонов и шумов высокой частоты не могла полностью обеспечить представление о характере звуков сердца, так как тоны и шумы сердца наряду со звуками высокой частоты содержат низкочастотные колебания, которые не воспринимаются при аускультации. Так, например, чтобы III тон был слышимым при частоте 16 циклов в секунду, он должен в несколько миллионов раз превосходить по интенсивности слабый шум с частотой колебаний 1000 Гц. При графическом исследовании, избирательно повышая чувствительность аппарата к низкочастотным колебаниям, можно получить отчетливую запись обычно не слышимых при аускультации тонов и шумов сердца.

Известно, что способность слуха оценивать разницу в силе звука невелика. При помощи слуха можно установить наличие разницы в силе звуков только в том случае, если один звук определенной высоты интенсивнее звука другой высоты в несколько раз. Ухо более чувствительно к восприятию изменению высоты звука.

Физическое понятие силы звука и физиологическое понятие его громкости не являются тождественными, хотя между ними существует определенная зависимость.

Сила звука характеризуется его амплитудой колебаний. Чем больше сила, которая возбуждает колебания, тем больше амплитуда колебаний. Энергия звука зависит от его силы и плотности, окружающей колеблющееся тело среды. Сила и энергия низкочастотных колебаний, как правило, значительно больше силы и энергии высокочастотных колебаний. Тоны сердца имеют более низкую частоту, чем шумы сердца, а амплитуда колебаний тонов значительно выше.

Для частотной характеристики звуков сердца большинство исследователей принимает таблицу тонов и шумов сердца. Так, частота колебаний для I тона составляет 30...120 Гц, для II тона 70...150 Гц. Частота колебаний систолических шумов лежит в пределах 50...600 Гц, диастолических - 120 - 800 Гц.

Следует иметь в виду, что тоны и шумы сердца имеют очень широкий диапазон частот, поэтому здесь и в дальнейшем речь будет идти о преимущественно регистрируемых, преобладающих

частотах.

Громкость - это субъективное отражение совокупности силы и высоты звука. Большой силе звука при равной высоте в полосе оптимально воспринимаемых частот соответствует большая громкость. «Прирост силы ощущения пропорционален логарифму отклонения энергии двух сравниваемых раздражений».

С увеличением до известного предела частоты колебаний при неизменной силе звука громкость нарастает, поэтому тоны более высокой частоты воспринимаются как более громкие. Если тоны сердца, обладая различной частотой, имеют одинаковую интенсивность, они воспринимаются как тоны различной громкости.

Шумы могут иметь низкую амплитуду колебаний, но высокую частоту. Такие шумы воспринимаются более громко, чем шумы высокой амплитуды, но низкой частоты. Например, при аортальном комбинированном пороке сердца низкочастотный систолический шум с высокой амплитудой колебаний воспринимается как шум умеренной громкости, в то время как более высокий диастолический шум с малой амплитудой звучит громко.

Таким образом, частотный состав тонов и шумов сердца имеет большое практическое значение в характеристике звуков сердца.

Точную характеристику частотного состава тонов и шумов сердца дает метод спектральной фонокардиографии, обычная фонокардиография дает приблизительные данные.

При аускультации не точно определяются интервалы между звуками и их длительность. Выявляемые при фонокардиографическом исследовании отношения во времени между элементами электрокардиограммы и звуковыми феноменами сердца (длительность тонов, шумов и интервалов между ними) имеют очень важное значение в диагностике приобретенных и врожденных заболеваний сердца.

Один из наиболее ярких примеров необходимости анализа фазовых соотношений дифференциальная диагностика между систолическим шумом митральной недостаточности и систолическим шумом аортального стеноза с атипичной локализацией в области верхушки сердца. Шум, сливающийся с I тоном и равномерно переходящий во II или круто обрывающийся незадолго до его начала, характерен для митральной

недостаточности. Если же шум начинается низкими осцилляциями вскоре после I тона, нарастает к середине систолы и исчезает до начала II тона, то такой ромбовидный систолический шум характерен для стеноза аорты.

Таким образом сила звуков сердца, их частотный состав, разовые соотношения, продолжительность создают при аускультации восприятие определенной звуковой мелодии, а при фонокардиографическом исследовании получают четкое графическое отражение. Фонокардиограмма не воспроизводит тембра звука, зависящего от обертонов или высших гармонических колебаний, в чем она уступает аускультации, однако в этом нет практической необходимости.

Звуковые колебания сердца преобразуются в электрические при помощи специальных акустических фильтров. В зависимости от частоты различают несколько видов фильтров: линейные, стетоскопические и логарифмические.

Линейные фильтры фиксируют колебания, не корригируя их, в том виде, в каком они поступают в микрофон. Современная аппаратура имеет ряд приспособлений, обеспечивающих достаточную точность линейной регистрации.

Стетоскопические фильтры позволяют устранять колебания очень низкой частоты (до 30 Гц), что необходимо при частотном анализе тонов и шумов сердца. Кроме того, стетоскопический фильтр улучшает преобразование высокочастотных колебаний.

Запись звуков сердца примерно соответствует звукам, выслушиваемым ухом через обычный стетоскоп. Особенно ценно то, что при стетоскопической записи воспроизводятся едва слышимые и неразличимые ухом колебания.

Логарифмические фильтры фиксируют звуки высокой частоты. Получаемая запись отражает логарифм изменения силы звука, и кривая воспроизводит соотношения громкости, воспринимаемые слуховым анализатором человека. Электрические колебания из микрофона попадают в усилительную фильтрующую систему, а затем подаются на чувствительный гальванометр, при помощи которого происходит запись на ленте.

Для регистрации звуков сердца было предложено множество различных схем, которые предусматривали отдельную запись различных частотных диапазонов (при помощи фильтров) и

саморегулировку чувствительности аппарата в каждом диапазоне. В настоящее время в конструкциях фонокардиографов широко применяются две схемы.

Первая использует фильтры, которые уменьшают чувствительность аппарата к колебаниям низкой частоты. Крутизна спада чувствительности, неодинаковая в разных диапазонах, определяет частотную характеристику аппарата. Частотная характеристика аппаратов примерно соответствует логарифмической. Эта схема принята в отечественном фонокардиографе ФЭКП-1. Во второй схеме применяются полосовые фильтры с крутым понижением чувствительности к низким и высоким частотам. Эта схема предусматривает возможность регистрации линейной, стетоскопической и логарифмической фонокардиограмм и она положена в основу конструкции отечественного аппарата «Бнофизприбор».

Задачей клинической фонокардиографии является не только регистрация тонов и шумов сердца и правильная их интерпретация, но и, что не менее важно, сопоставление их с данными аускультации и с общей клинической картиной заболевания. Только отчетливое представление о клинике заболевания, ознакомление с результатами других методов инструментального исследования позволяют правильно оценить графическое изображение звуков сердца.

1.2. Методика записи фонокардиограммы у взрослых и детей

Обязательное условие, которое обеспечивает четкую и правильную запись тонов и шумов сердца, - наличие специально оборудованной комнаты. Она должна быть по возможности изолирована от подъемных лифтов, физиотерапевтических, рентгеновских и других электрических установок, вызывающих помехи о работе фонокардиографа. При выборе комнаты следует иметь в виду, что вибрации пола, возникающие при движении городского транспорта и даже при ходьбе в соседних помещениях, также могут быть источником помех, которые не удастся устранить, даже если надевать на ножки кушетки или стола резиновые амортизаторы или использовать эластическую подстилку. При записи следует соблюдать полную тишину.

Температура в помещении не должна быть ниже 18—19°C. Более низкая температура может вызвать у больного дрожь, резко искажающую кривые. Сложного оборудования и специальной изоляции комната обычно не требует.

Первую запись фонокардиограммы у каждого больного делает врач, чтобы сопоставить данные графического исследования с данными аускультации. Врач выслушивает больного перед съемкой фонокардиограммы и отмечает точки, с которых следует произвести запись. Не всегда исследование проводится в стандартных точках. Врач выслушивает больного также во время исследования через подключенный к фонокардиографу телефон и, наконец, перед тем, как произвести анализ полученных данных и записать их в историю болезни. Последующие съемки могут производиться опытным лаборантом под постоянным контролем врача.

В момент исследования больной лежит на спине с вытянутыми вдоль туловища руками. Угол наклона головы не должен превышать 10 град. Неправильное положение тела, физическая нагрузка, возбуждение вызывают увеличение притока крови к левому предсердию и повышение давления в нем, что искажает истинную акустическую картину.

В течение нескольких минут перед исследованием больной лежит в удобной позе. Исследование начинается с записи электрокардиограммы в трех стандартных отведениях. Это даст возможность определить ритм сердечных сокращений, повреждения проводящей системы сердца, которые должны быть учтены при анализе характера изменений тонов и шумов. Последующая запись синхронно регистрирует два процесса - электрический и механический, поэтому необходимы по меньшей мере два канала в фиксирующем осциллографе: один для электрокардиограммы, другой для фонокардиограммы. Ценность исследования возрастает, если одновременно с записью электрокардиограммы и фонокардиограммы записывается сфигмограмма или баллистокардиограмма. Фонокардиографическое исследование нужно начинать с записи контрольного милливольта или контрольной градуировки, которая должна давать отклонение кривой от нулевой линии в 1 см. Фонокардиографические данные можно изучать и без

градуировки, которая не выясняет причины сердечного и внесердечного ослабления вибраций. Однако при анализе последовательных динамических изменений звуковых явлений в сердце применение градуировки очень желательно, так как помогает обнаружить появившееся увеличение или уменьшение интенсивности тонов и шумов.

Микрофон устанавливают на область сердца. Если он не удерживается неподвижно собственной тяжестью, приходится фиксировать его резиновым поясом, который важно правильно закрепить. Очень плотное прикрепление микрофона препятствует регистрации звуков высокой частоты, а неплотное - мешает улавливать низкие. Край воспринимающей поверхности микрофона должен на всем протяжении прилегать к коже, чтобы под микрофоном создалась герметически закрытая полость. У контрольных пьезоэлектрических микрофонов к коже должна прилегать вся воспринимающая плоскость. Прикрепляя микрофон, следует применять стандартную технику, так как при отступлении от нее может исказиться запись звуков.

Волосатость кожи на грудной клетке у мужчин создает помехи, поэтому перед съемкой нужно смочить волосы мыльной водой (в некоторых случаях их приходится сбривать). Не рекомендуется при записи придерживать микрофон пальцами, так как могут возникнуть дополнительные шумы и помехи. Однако у некоторых больных с узкой грудной клеткой и резко обозначенными реберными дугами и у детей укрепить микрофон на грудной клетке резиновым поясом не удастся, тогда микрофон должен держать помощник. Обязательным условием является неподвижность фиксирующих пальцев помощника и правильность контакта микрофона с грудной стенкой. В таких случаях может быть использован также специальный несложный штатив.

Правильность установки микрофона контролируется на слух при помощи телефона по изменению интенсивности тонов и шумов сердца, а также визуально по формуле шумовой дорожки, которая резко расширяется при неплотном прилегании микрофона. Общее усиление может быть проградуировано. Обычно при градуировке микрофон устанавливают на панели над звуковым датчиком. При этом отклонение для всех усилительных каналов должно быть равно примерно 1 см ($\pm 50\%$). Микрофон обычно устанавливают в

общепринятых 5 стандартных точках на грудной клетке. Топология этих точек показана на рисунке 1. Дополнительно производят запись в нулевой точке. Запись звуков сердца в нулевой точке является опорным пунктом в дифференциальной диагностике между сужением левого венозного отверстия и недостаточностью митрального клапана.

При исследовании звуков сердца не может быть строгого стандарта и в каждом случае вопрос выбора мест выслушивания и записи тонов и шумов сердца решается индивидуально. Иногда необходимо использовать дополнительные точки исследования. Это относится прежде всего к больным с врожденными пороками сердца. Таким образом, приведенная схема имеет лишь относительное значение и при исследовании в нее вносятся определенные коррективы и дополнения.

Значительную помощь при определении точек максимальной громкости тонов или шумов оказывает слуховой контроль через телефон или громкоговоритель, подключенный к фонокардиографу. Фонокардиограмма записывается последовательно в стандартных точках. Так как частая причина артефактов - дыхательные шумы, перед регистрацией очередного отведения фонокардиограмм больному предлагают сделать выдох и задержать дыхание. При задержке дыхания на выдохе звуки сердца наиболее отчетливо проводятся к стенке грудной клетки благодаря уменьшению воздушности легочной ткани. Для записи с каждой исследуемой точки требуется отрезок бумаги длиной 30—40 см. Окончив съемку, больному предлагают 10 раз присесть и лечь в постели. Затем вновь повторяют запись при тех же условиях. Физическая нагрузка должна быть в каждом случае индивидуальной, чтобы не вызвать резкого учащения сердечного ритма, которое затруднит анализ фонокардиограммы. Иногда в сложных случаях, требующих дополнительных данных, тоны и шумы сердца записывают в положении сидя, лежа с приподнятыми ногами, лежа на левом боку при различных фазах дыхания и т. д.

Запись фонокардиограммы у детей производится по такой же схеме, но требует большего терпения и тщательности. Маленькие дети не могут задерживать дыхание, что приходится учитывать при анализе фонокардиограммы. При этом надо дифференцировать тоны и шумы сердца от дыхательных шумов. У детей сложнее

правильно укрепить микрофон на грудной клетке. Поэтому обычно приходится прибегать к содействию помощника, который, соблюдая соответствующие правила, держит микрофон в области сердца ребенка.

Анализ фонокардиограмм у детей затрудняется синусовой тахикардией или синусовой аритмией. Число сердечных сокращений до 150 в минуту дает возможность правильно оценивать звуковые явления сердца, хотя в ряде случаев (сочетание с резкой синусовой аритмией и др.) требует повторных исследований при возможно спокойном состоянии ребенка. Число сердечных сокращений свыше 150 ударов в минуту значительно затрудняет правильную интерпретацию тонов и шумов сердца, особенно если резкое учащение сердечного ритма сочетается с трудностью правильной установки микрофона и невозможностью задержки дыхания во время съемки.

1.3. Анализ нормальной фонокардиограммы

Анализ начинают с определения ритма и частоты сердечных сокращений по электрокардиограмме в трех стандартных отведениях. Кроме определения числа сердечных сокращений в минуту, устанавливают различные нарушения электрической активности сердечной мышцы, которые в ряде случаев сопровождается нарушениями в механической работе сердца.

Анализ кривых, зарегистрированных с разных точек позволяет в том же порядке, в котором эти кривые были записаны. При наличии синхронной записи различных частот из одного отведения необходима сравнительная оценка всех кривых. Такую оценку труднее произвести при последовательной съемке отдельных частотных диапазонов. Нормальный фонокардиосигнал (ФКС) состоит из постоянно присутствующих I и II тонов сердца и интервалов между ними. К непостоянным могут быть отнесены III, IV, V тоны, возникающие в диастоле; IV и V тоны встречаются крайне редко и большого практического значения не имеют. ФКС первого и второго тонов сердца показан на рисунке 3.1.

При определении характера тонов сердца учитывают интенсивность тонов, время их появления, продолжительность и частотный состав.

Интенсивность тонов сердца определяется условно по амплитуде их наибольшей осцилляции. Интенсивность II тона всегда ниже. Отношение амплитуды осцилляции I тона к амплитуде II тона составляет примерно 3:2. Амплитуда колебания III тона, как правило, невелика и равна 0,2...0,25 величины максимальной амплитуды II тона. Тоны IV и V представлены 2...3 низкочастотными осцилляциями, амплитуда которых непостоянна, но ниже амплитуды II тона.



Рисунок 3.1 – I и II тоны фонокардиограммы здорового человека

Первые колебания I тона появляются через 0,04—0,05 секунды после зубца Q электрокардиограммы. Если зубец Q отсутствует или нечетко выражен, опорным пунктом для определения времени появления I тона служит зубец R. Можно искусственно увеличить вольтаж электрокардиограммы, когда он резко снижен и это затрудняет возможность проведения анализа. Такое произвольное увеличение отмечается контрольным милливольт. Расстояние от начала зубца Q (или R) электрокардиограммы до начала I тона известно в литературе как интервал Q-I и в норме составляет 0,02—0,05 секунды. При определении интервала Q-I нередко возникают трудности, связанные с определением начала I тона. В этих случаях за начало I тона условно принимают вторую и третью осцилляцию, предшествующую максимальной.

Начало II тона совпадает с моментом перехода зубца в изоэлектрическую линию или отстает от него на 0,02...0,04 секунды; III сердечный тон следует через 0,11...0,18 секунды после начала II тона. При чтении фонокардиограммы практически здорового ребенка, помимо учащенного ритма сердечных

сокращений, примерно в 90% случаев отмечается систолический шум. Чаще систолический шум фиксируется над верхушкой сердца, имеет непостоянный характер, интенсивность и продолжительность.

1.4. Датчики для съема фонокардиосигнала

Датчики, работающие в слышимом диапазоне, обычно называются *микрофонами*. Однако это название может употребляться и для детекторов ультразвуковых и инфразвуковых волн. По существу, микрофон является датчиком давления, приспособленным для преобразования звуковых волн в широком спектральном диапазоне, из которого обычно исключены очень низкие частоты (ниже нескольких герц). Микрофоны обычно характеризуются: чувствительностью, направленностью, полосой частот, динамическим диапазоном, размерами, стоимостью и т.д. Для работы в разных средах используются различные конструкции акустических датчиков. Например, для детектирования волн в воздухе или вибрации в твердых телах применяются *микрофоны*, а для работы в жидкой среде – гидрофоны (приставка «гидро» произошла от греческого названия мифологической водяной змеи Гидры).

Основное отличие между обычным датчиком давления и акустическим преобразователем заключается в том, что последнему не приходится измерять постоянное или очень медленно меняющееся давление. Его рабочий частотный диапазон начинается с нескольких герц (иногда с десятков миллигерц), а заканчивается в районе нескольких мегагерц для ультразвуковых датчиков, и даже нескольких гигагерц для устройств, реализованных на поверхностных акустических волнах (ПАВ).

Поскольку акустические волны являются механическими волнами, любой микрофон или гидрофон имеет ту же основную структуру, что и датчик давления: в его состав входит диафрагма и преобразователь перемещений, преобразующий отклонение диафрагмы в электрический сигнал. Поэтому все акустические преобразователи отличаются только конструкцией этих двух компонентов. Хотя некоторые из них могут также включать дополнительные компоненты, такие как звукопоглотители,

фокусирующие отражатели или линзы и т.д. Рассмотрим чувствительные элементы некоторых наиболее интересных акустических датчиков.

1.4.1. Резистивные микрофоны

В прошлом резистивные преобразователи давления довольно широко применялись в составе микрофонов. Такие преобразователи состояли из полупроводникового порошка (обычно графита), объемное удельное сопротивление которого менялось в зависимости от величины приложенного давления (графит обладает пьезорезистивными свойствами.) Такие устройства обладали очень ограниченным динамическим диапазоном, плохими частотными характеристиками и высоким уровнем шума. Сейчас в некоторых микродатчиках также используется пьезорезистивный принцип преобразования: пьезорезисторы, чувствительные к механическому напряжению, являются составной частью кремниевой диафрагмы.

1.4.2 Электростатические микрофоны

Электростатические микрофоны иногда называются конденсаторными или емкостными микрофонами. Напряжение на параллельных пластинах конденсатора можно найти из выражения:

$$V = q \cdot \frac{d}{\varepsilon_0 A}, \quad (1)$$

где q - заряд на пластинах конденсатора,

A - площадь пластин,

$\varepsilon_0 = 8,8542 \cdot 10^{-12} \text{ Кл}^2 / (\text{Н} \cdot \text{м}^2)$ – электрическая постоянная.

Уравнение (1) лежит в основе принципа действия емкостных микрофонов. Таким образом, электростатический микрофон преобразует расстояние между пластинами в электрический сигнал, который усиливается последующими электронными цепями. Очевидно, что для работы такого устройства необходим источник электрического заряда q , от величины которого зависит

чувствительность микрофона. Заряд может быть получен либо от внешнего источника питания, вырабатывающего напряжение в диапазоне 20...200 В, либо от внутреннего источника, способного выдавать аналогичный заряд, для чего в подложке микродатчика формируется электретыный слой, представляющий собой поляризованный диэлектрический кристалл.

В настоящее время многие емкостные микрофоны реализуются на основе кремниевых диафрагм, которые преобразуют акустическое давление в перемещение и выполняют функцию подвижной пластины конденсатора. Для повышения чувствительности датчиков напряжение смещения должно быть максимально возможным; поскольку, чем выше напряжение, тем больше отклонение диафрагмы. Однако это может привести к снижению динамического диапазона и надежности устройства. Также следует отметить, что уменьшение воздушного зазора между диафрагмой и подложкой ведет к увеличению акустического сопротивления в этом зазоре, что вызывает снижение механической чувствительности микрофона на высоких частотах. Например, при воздушном зазоре 2 мкм верхняя частота среза составляет 2 кГц.

Одним из способов улучшения характеристик емкостного микрофона является применение механической обратной связи между выходом усилителя и диафрагмой. На рисунке 3.2(а) показана схема такого микрофона, а на рисунке 3.2(б) – его гребенчатые электроды.

Один из электродов служит для преобразования перемещения диафрагмы в напряжение на входе усилителя DA_1 , а другой — для преобразовании напряжения V_a в механическое отклонение диафрагмы за счет действия электростатических сил. Механическая обратная связь улучшает линейность и частотный диапазон микрофона, но при этом значительно снижает отклонения мембраны, что приводит к уменьшению чувствительности.

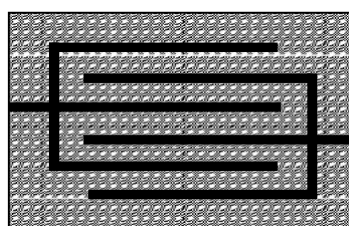
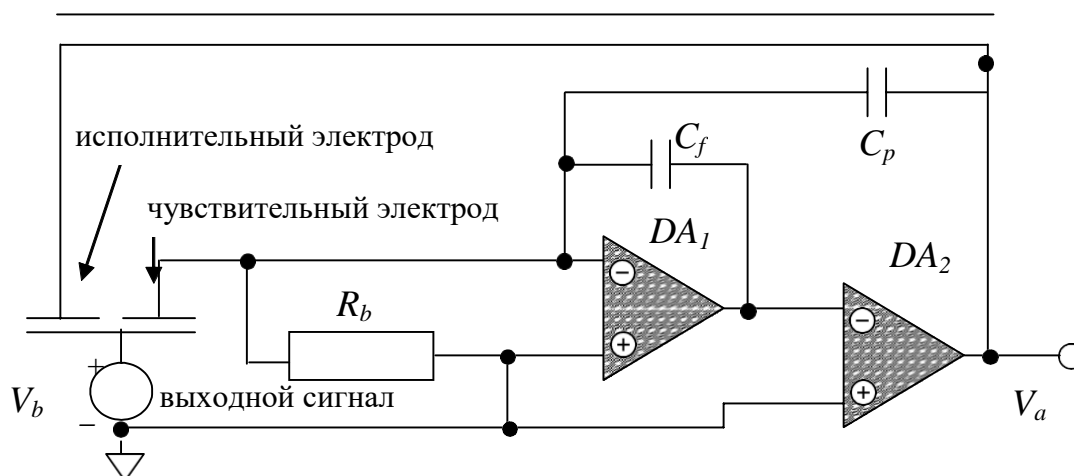


Рисунок 3.2 – Емкостной микрофон с механической обратной связью: а – схема электрическая принципиальная, б – гребенчатые электроды на диафрагме

1.4.3. Электретные микрофоны

Электретные материалы являются близкими родственниками пьезо- и пироэлектриков. На самом деле все они являются электретными материалами с ярко выраженными либо пьезоэлектрическими, либо пироэлектрическими свойствами. Электрет – это диэлектрический материал кристаллической структуры с постоянной электрической поляризацией. Первое описание применения электретных материалов для изготовления микрофонов и наушников дано в 1928 году. Электретные микрофоны – это электростатические преобразователи, состоящие из металлизированной электретной диафрагмы и металлической пластины, отделенных друг от друга воздушным зазором (рисунок 3.3).

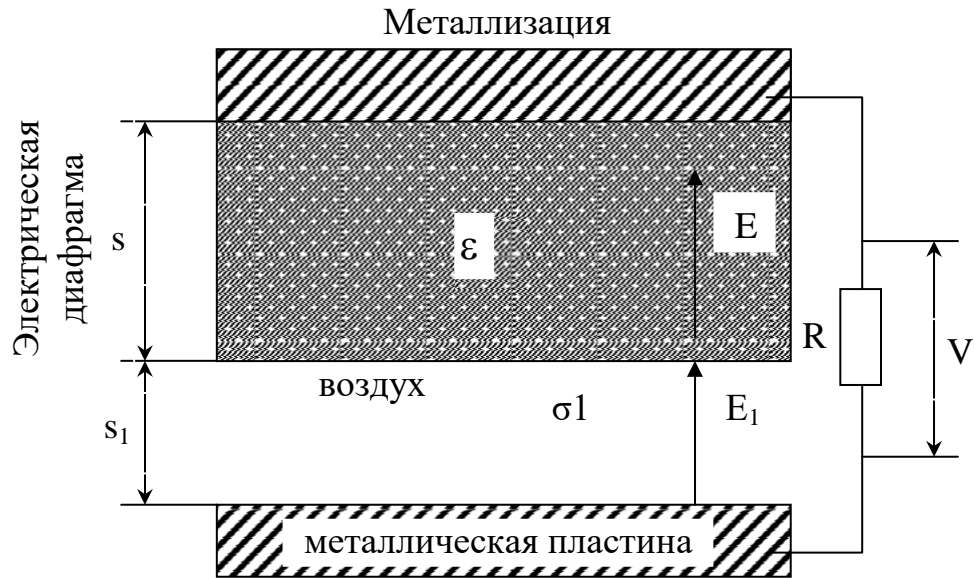


Рисунок 3.3 – Структура электретного микрофона: толщина слоев на рисунке значительно увеличена для облегчения понимания принципа действия этого устройства

Верхний слой металлизации и металлическая пластина соединены друг с другом через резистор R . Напряжение на этом резисторе усиливается и используется в качестве выходного сигнала микрофона. Поскольку электрет является электрически поляризованным диэлектриком, плотность заряда на его поверхности σ_1 , является постоянной величиной. Этот заряд приводит к формированию в воздушном зазоре электрического поля E_1 . Когда акустическая волна ударяется о диафрагму, она отклоняется вниз, уменьшая воздушный зазор s_1 , на величину Δs . Отклонение диафрагмы приводит к появлению на электродах напряжения:

$$V = \frac{s \cdot \Delta s}{\epsilon_0 (s + \epsilon \cdot s_1)}. \quad (2)$$

Фазы изменения напряжения и отклонения диафрагмы совпадают. Если датчик обладает емкостью C , уравнение (2) изменится:

$$V = \frac{s \cdot \Delta s}{\epsilon_0 (s + \epsilon \cdot s_1)} \cdot \frac{2\pi f RC}{\sqrt{1 + (2\pi f RC)^2}}, \quad (3)$$

где f – частота звуковой волны.

Возвратные силы, действующие на мембрану, определяются упругостью воздуха в зазоре, эффективная толщина которого равна s_0 , к механическим напряжением мембраны T . Считая величину потерь незначительной, зависимость перемещения мембраны Δs от величины звукового давления Δp можно записав в виде:

$$\Delta s = \frac{\Delta p}{(\gamma \cdot p_0 / s_0) + (8\pi T / A)}, \quad (4)$$

где γ — удельная теплоемкость,

p_0 - атмосферное давление,

A - площадь диафрагмы.

Если считать, что чувствительность микрофона определяется выражением: $\delta_m = \Delta V / p$, ее значение в условиях резонанса можно найти из уравнения:

$$\delta_m = \frac{ss_0\sigma_1}{\varepsilon_0(s + \varepsilon s_1)\gamma p_0}. \quad (5)$$

Из последнего выражения видно, что чувствительность микрофона не зависит от площади диафрагмы. Если масса мембраны равна m , резонансная частота определяется выражением:

$$f_r = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{p_0}{s_0 m}}. \quad (6)$$

Эта частота должна быть значительно выше верхней частоты рабочего диапазона микрофона.

Электретные микрофоны отличаются от других аналогичных устройств тем, что им для работы не требуется дополнительного источника постоянного напряжения, тогда как, при таких же размерах и чувствительности, на емкостной микрофон необходимо подавать напряжение выше 100 В. Механическое напряжение диафрагмы обычно довольно маленькое (около 10 Н/м), поэтому возвратная сила определяется, в основном, сжимаемостью

воздушного зазора. Для изготовления диафрагмы иногда используют Teflon FEP (FEP — фторированный этилен пропилен). Температурная чувствительность электретных микрофонов составляет порядка 0.03 дБ/°С в диапазоне температур -10...+50°С.

Электретные микрофоны обладают рядом достоинств: они могут работать в широком частотном диапазоне от 10^{-3} Гц до сотен МГц, у них плоская частотная характеристика (в пределах ± 1 дБ), они обладают: низким уровнем нелинейных искажений, высокой виброустойчивостью, хорошей реакцией на импульсное возмущение и нечувствительностью к магнитным полям. Чувствительность электретных микрофонов составляет порядка нескольких мВ/мкбар.

Для работы в инфразвуковом диапазоне в металлической пластине электретных микрофонов прорезаются отверстия для выравнивания давления. Также здесь часто требуется подача дополнительного напряжения смещения (как в емкостном микрофоне) для усиления поляризации.

Электретные микрофоны обладают высоким импедансом, поэтому интерфейсные схемы для работы с ними должны иметь высокий входной импеданс. До недавнего времени на входе интерфейсных плат всегда стояли полевые транзисторы. Теперь все большую популярность завоевывают монолитные усилители. Примером таких усилителей служит LMV1014 (National Semiconductors), являющийся звуковым усилителем с очень низким потреблением тока (38 мкА), работающий от небольшой батарейки напряжением 1.7...5 В.

1.4.5. Твердотельные акустические детекторы

В настоящее время использование акустических датчиков гораздо шире, чем просто детектирование звука. Наибольшей популярностью сейчас пользуются микровесы и устройства на поверхностных акустических волнах (ПАВ), реализованные на принципе детектирования механических вибраций в твердых телах. Такие датчики используются для измерения перемещений, концентраций компонентов, механического напряжения, силы, температуры и т.д. Твердотельные детекторы часто входят в состав

более сложных датчиков, например, химических анализаторов, акселерометров, датчиков давления и т.д. В химических и биологических датчиках акустические каналы, по которым распространяются механические волны, иногда покрываются специальными составами, вступающими в реакцию только с исследуемым веществом.

Генераторы (обычно пьезоэлектрические) заставляют атомы твердых тел совершать вибрационные движения вокруг положения равновесия. Соседние атомы, за счет действия восстанавливающих сил, стремятся вернуть смещающиеся атомы в их исходное положение. В акустических датчиках внешние воздействия влияют на такие параметры распространяющихся волн, как фазовая скорость и/или коэффициент ослабления. Например, механические напряжения в теле акустических датчиков изменяют скорость распространения в них звука. В других датчиках, называемых гравиметрическими, сорбция молекул или прикрепление к ним бактерии ведет к уменьшению скорости акустической волны. А в акустических датчиках вязкости при контакте вязкой жидкости с активной зоной детектора упругих волн происходит уменьшение амплитуды этих волн.

Акустические волны, распространяющиеся в твердых телах, широко используются в электронных устройствах, таких как фильтры, линии задержки, микроприводы и т.д. Основным преимуществом акустических волн по сравнению с электромагнитными является их низкая скорость. Диапазон скоростей распространения акустических волн в твердых объектах лежит в пределах $1.5 \cdot 10^3 \dots 12 \cdot 10^3$ м/с, а устройства на ПАВ используют интервал $3.8 \cdot 10^3 \dots 4.2 \cdot 10^3$ м/с. Из этих цифр видно, что скорости распространения акустических волн в пять раз меньше скоростей электромагнитных волн. Это дает возможность изготавливать миниатюрные датчики, работающие на частотах до 5 ГГц.

При проектировании твердотельных акустических датчиков необходимо корректно согласовывать электронную часть схемы с механической структурой, где распространяются волны. Такие датчики чаще всего реализуются на основе пьезоэлектрического эффекта. Этот эффект носит обратимый характер; это означает, что

существует в двух направлениях: механическое напряжение индуцирует электрические заряды, а приложенное электрическое поле вызывает напряжение в пьезоэлектрических кристаллах. В состав твердотельных акустических датчиков обычно входят два пьезоэлектрических преобразователя: один на передающем конце – для возбуждения акустических волн, другой на принимающем – для преобразования акустических волн в электрические сигналы.

Поскольку сам кремний не обладает пьезоэлектрическими свойствами, на его поверхность наносится тонкий слой из таких материалов, как оксид цинка (ZnO), нитрид алюминия (AlN) и оксиды титаната-цирконата свинца ($Pb(Zr,Ti)O_3$), часто называемые PZT керамикой. При нанесении тонких пленок на полупроводниковый материал необходимо учитывать следующие факторы:

1. Адгезионные свойства подложки;
2. Устойчивость к внешним факторам (таким как жидкости и газы, контактирующие с чувствительной поверхностью датчиков во время их работы);
3. Условия окружающей среды (влажность, температура, механические удары и вибрации);
4. Величину коэффициента электромеханической связи с подложкой;
5. Технологию нанесения пленок и последующую работу с ними;
6. Стоимость.

Сила пьезоэлектрического эффекта в твердотельных акустических датчиках зависит от конфигурации электродов. В датчиках на ПАВ используются гребенчатые электроды, а в преобразователях, работающих на объемных акустических волнах, проходящих через все поперечное сечение устройства, — электроды достаточно большой площади, расположенные на противоположных сторонах детектора.

Существует несколько конфигураций акустических твердотельных датчиков, различающихся по типу распространения волн в материале. На рисунке 3.4 показаны схемы двух вариантов датчиков: на основе волны изгиба (рисунок 3.4,а) и на основе ПАВ (рисунок 3.4,б).

В первом случае за счет напряжения, приложенного к левой

паре электродов, происходит изгибная деформация очень тонкой мембраны. Вертикальное отклонение мембраны преобразуется в электрический сигнал, снимаемый с правой пары электродов. Как правило, толщина мембраны значительно меньше длины волны колебаний. Во втором случае акустические волны формируются на поверхности относительно толстой подложки. И в том, и в другом случае пространство между парами электродов является чувствительной зоной датчиков, реагирующей на внешние воздействия, такие как давление, вязкость жидкости, молекулы газа и микроскопические частицы.

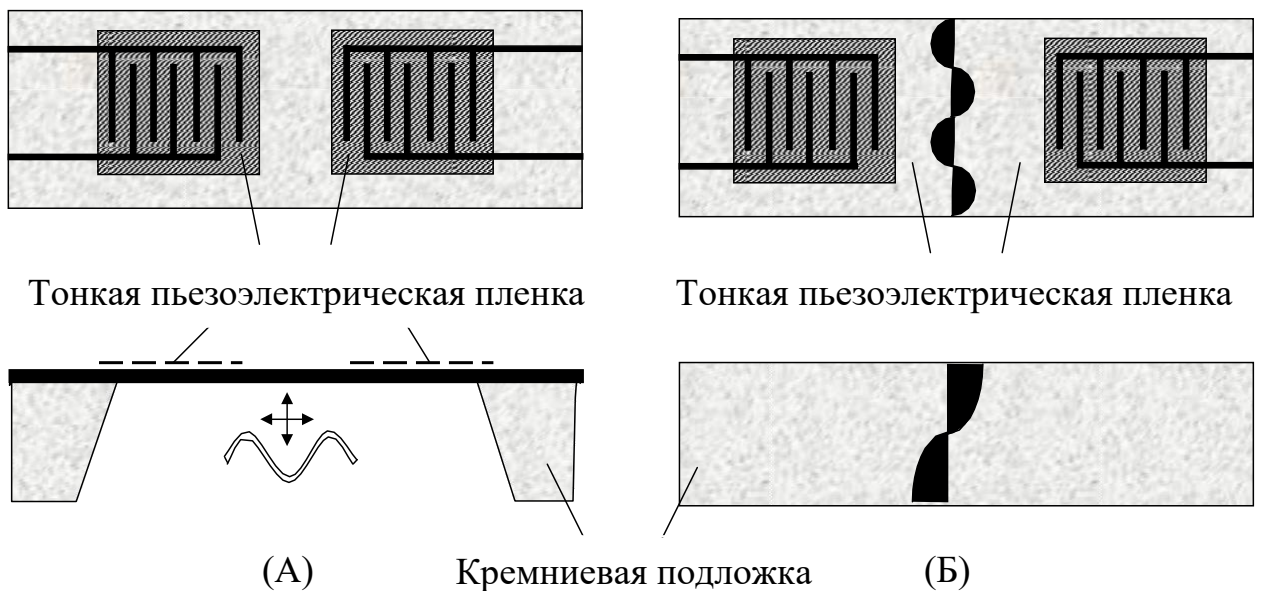


Рисунок 3.4 – Твердотельные акустические датчики мембранного типа (А) и на ПАВ (Б)

ПАВ-сенсоры входят в состав многих приборов, например, они используются в генераторах в качестве времязадающих устройств. Поскольку на распространение акустических волн оказывают влияние много внешних и внутренних факторов, полученные результаты измерений (изменения частоты выходного сигнала) могут быть неоднозначными и обладать большими погрешностями. Для решения этой проблемы применяют дифференциальные датчики, построенные на основе двух идентичных ПАВ преобразователей: один из которых является эталонным, а другой – чувствительным устройством, реагирующим на изменения внешних воздействий (рисунок 3.5).

Эталонный преобразователь экранируется от внешних

сигналов, но подвергается воздействию таких общих факторов, как температура, старение и т.д. Частота выходного сигнала, равная разности частот двух ПАВ преобразователей, определяется только измеряемым сигналом и не зависит от влияния других посторонних факторов.

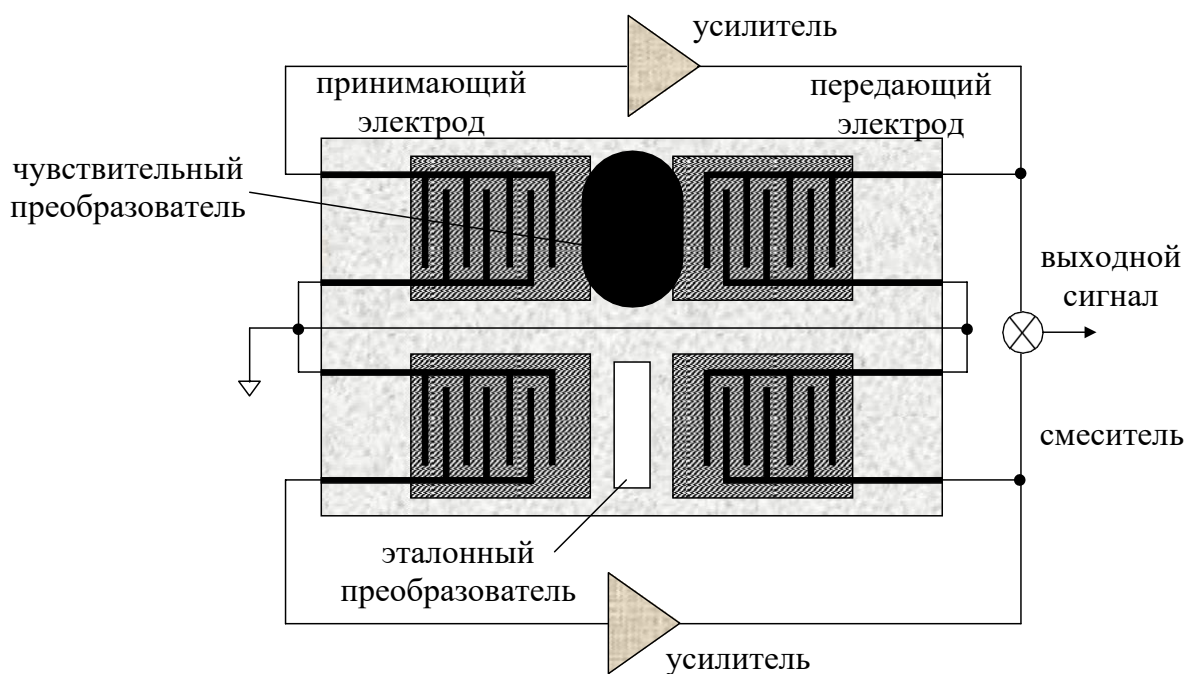


Рисунок 3.5 – Дифференциальный ПАВ датчик

2. Цель работы

Изучить приборы и методы измерения фонокардиосигнала.

3. Содержание работы и порядок ее выполнения

1. Подключите фонендоскоп с встроенным в звукопровод электретным микрофоном к микрофонному входу звуковой карты компьютера.

2. Изучите согласно рисунку 3.6 топологию точек аускультации фонокардиосигнала. Уложите одного из студентов на кушетку и прослушайте в выбранных Вами точках (рисунок 3.6) шумы с помощью фонендоскопа. Перед началом аускультации испытуемый должен сделать вдох и затем задержать дыхание в положении выдоха.

3. Запустите программу оцифровки звука. В открывшемся окне установите частоту дискретизации сигнала 11000 Гц и длительность оцифровки сигнала 2 с. Укажите путь к создаваемому файлу.

4. Закрепите фонендоскоп с микрофоном с помощью ленты на выбранную область грудной клетки. Попросите испытуемого расслабиться и нажмите кнопку «СТАРТ» в раскрытом окне программы. При этом вместо надписи «СТАРТ» появится надпись «STOP». Дождитесь, пока вместо надписи «STOP» опять появится надпись «СТАРТ». После этого эксперимент считается законченным.

5. Просмотрите полученный сигнал и определите спектр сигнала с помощью программы СПЕКТР.

6. Сегментируйте полученные сигналы в пространстве сигналов и в частотной области.

4. Содержание отчета

1. Структурная схема лабораторного макета.
2. Экспериментально полученные фонокардиосигналы.
3. Характеристики фонокардиосигнала и его спектра: обзор по литературным источникам, данные звукового прослушивания и его анализа с помощью программы СПЕКТР.
4. Выводы.

5. Контрольные вопросы

1. Особенности фонокардиосигнала и связанные с ними требования к датчикам.
2. Виды помех при измерении фонокардиосигнала.
3. Основные характеристики емкостных датчиков.
4. Какой вид имеет функция преобразования емкостного датчика? Пример.
5. Объясните принцип работы емкостного датчика.
6. Электретный микрофон является датчиком прямого или косвенного преобразования?
7. Принцип работы микрофона.
8. Как определяется чувствительность микрофона?

9. Что такое порог чувствительности и пороговая чувствительность датчика? Есть ли между этими понятиями различие?

10. Каким образом обратная связь влияет на погрешность измерительного преобразователя? Пример.

Список литературы

1. Макс Ж. Методы и техника обработки сигналов при физических измерениях. В 2-х томах. Пер. с франц. - М.: Мир, 1983, Т.2, 256с.

2. Физиология человека. В 3-х т. Т.2: Пр. С англ./Под. ред. Р. Шмидта и Г. Тевса. М., 1996. 313с.

3. Фрайден Дж. Современные датчики. Справочник. М.: Техносфера, 2005.-592 с.

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА № 4. ФАЗОВЫЙ АНАЛИЗ СЕРДЕЧНОГО ЦИКЛА

1. Краткие теоретические сведения

Показатель нормальной координированной работы миокарда и клапанного аппарата являются определенные временные соотношения различных фаз сердечного цикла. Сердечный цикл состоит из систолы и диастолы. Систола желудочков включает в себя два периода – период напряжения, представленный фазой асинхронного и фазой изометрического или изоволюметрического сокращения, и период изгнания, представленный фазой быстрого и фазой медленного изгнания.

Диастола тоже подразделяется на два периода – период расслабления и период наполнения. В период расслабления желудочков включают протодиастолический интервал и фазу изометрического расслабления, в период наполнения – фазу быстрого наполнения, фазу медленного наполнения и систолу предсердий.

Для определения времени отдельных фаз сердечного цикла можно использовать различные методы. Одним из наиболее распространенных является поликардиографический метод исследования, по которому анализ фазовой структуры сердечного цикла производят с помощью синхронной записи ЭКГ, ФКГ и пульса сонной артерии (рисунок 4.1). Данная методика позволяет определить длительность фаз и периодов систолы левого желудочка сердца. Ниже приведен расчет фазовой структуры сердечного цикла (по В. Л. Карпману).

1. Фаза асинхронного сокращения $AC=Q-I$ тон. Это интервал времени от начала зубца Q на ЭКГ до начала I тона на ФКГ. Пределы допустимых колебаний в норме – 0,04 – 0,07с, в среднем – 0,05с.

2. Фаза изометрического сокращения $IC=(I-II \text{ тон})-(с-f)$. Из величины интервала I-II тон на ФКГ вычитают интервал времени с-f, определяемый от начала крутого подъема до нижней точки инцизуры сфигмограммы. Допустимые пределы колебаний – 0,02 – 0,05с, в среднем – 0,03с.

3. Период напряжения $T=AC+IC$ соответствует суммарной

длительности фазы асинхронного и изометрического сокращений. Пределы допустимых колебаний – 0,06-0,11с, в среднем – 0,85с.

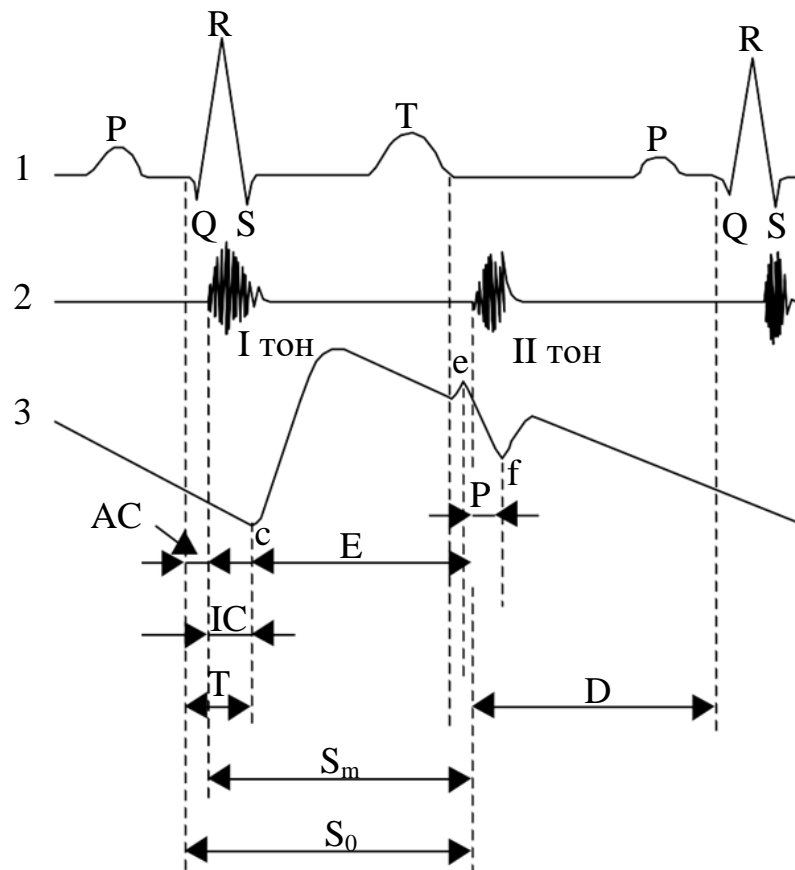


Рисунок 4.1 – Поликардиограмма: 1 – электрокардиограмма, 2 – фонокардиограмма, 3 – сфигмограмма (кривая центрального пульса)

4. Период изгнания $E = c - e$ определяют по интервалу $cc - e$ сфигмограммы.

5. Механическая систола $S_m = IC + E$ соответствует суммарной длительности фазы изометрического сокращения и периода изгнания.

6. Общая систола $S_0 = T + E$ – сумма периода напряжения и периода изгнания.

7. Протодиастола $P = e - f$ (на сфигмограмме). Для расчета фазового анализа ее не используют.

8. Диастолу $D = C - S_0$ определяют путем вычитания из продолжительности сердечного цикла C длительности общей систолы.

9. Сердечный цикл C соответствует интервалу R-R на ЭКГ.

2. Описание лабораторного макета

Для определения периода изоволюметрического сокращения необходим поликардиограф. Однако в клинической практике обычно считают, что период изоволюметрического сокращения длится от канала QRS – комплекса ЭКГ до начала фазы изгнания. Исследуя поликардиограмму (рисунок 4.1), приходим к выводу, что нам необходимо измерить промежуток времени между R – зубцом и окончанием первого тона ФКС, то есть достаточно использовать два сигнала поликардиограммы. Следовательно, нам необходимо зафиксировать R – зубец и измерить промежуток времени с этого момента, до момента исчезновения первого тона ФКС.

Структурная схема лабораторного макета представлена на рисунке 4.2.

Конденсатор–С заряжается до напряжения, пропорционального периоду изоволюметрического сокращения через ключ 1. Ключ 2 осуществляет разряд конденсатора С. напряжение на конденсаторе С измеряется цифровым вольтметром и выводится на ЖКИ. Период изоволюметрического сокращения измеряется в каждом втором кардиоцикле, то есть приблизительно раз в 2 секунды. Время периода изоволюметрического сокращения составляет около 60мс, поэтому процесс разряда-заряда конденсатора С на ЖКИ зрительным анализатором не фиксируется.

Селектор R – зубца представляет собой формирователь импульсов (каждый импульс соответствует R – зубцу) определенной длительности. Длительность импульсов должна быть больше длительности периода изоволюметрического сокращения. Выбираем эту длительность равной 60мс. D – триггер работает в режиме счет импульсов (делитель на 2) и срабатывает по заднему фронту импульса, поступающего с выхода селектора R – зубца. Сигнал ФКС поступает с микрофонного усилителя, усиливается малошумящим микрофонным усилителем, выпрямляется и подвергается низкочастотной фильтрации, а затем поступает на компаратор. Временная диаграмма сигнала с выхода компаратора показана на рисунке 4.3 (б). Этот сигнал закрывает клапан 1 и открывает клапан 2, что обеспечивает разряд конденсатора С в промежутках времени от начала QRS – комплекса до начала первого тона, и его заряд от начала первого тона до его за-

вершения в каждом втором кардиоцикле, что обеспечивается D – триггером.

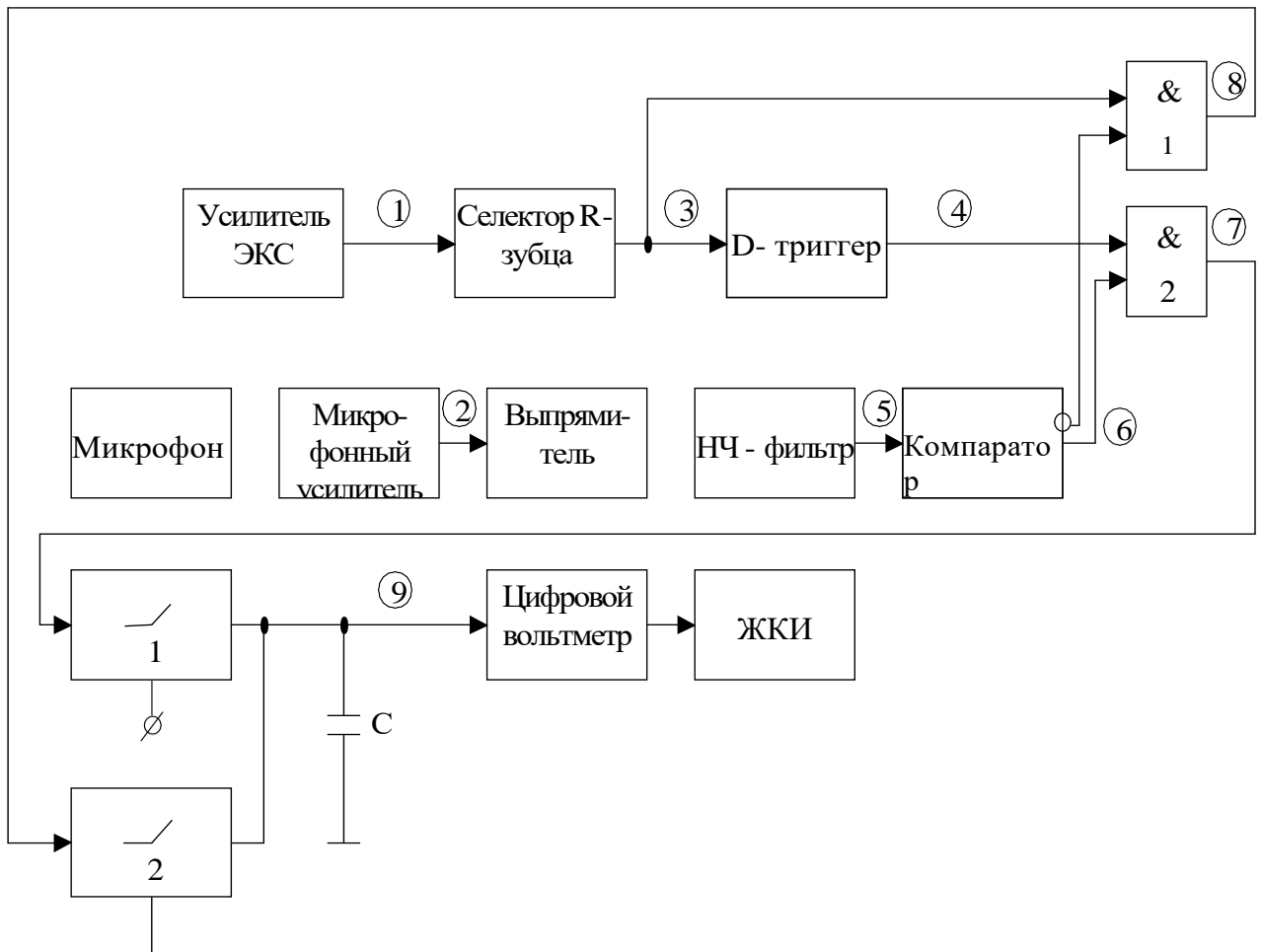


Рисунок 4.2 – Структурная схема прибора

В качестве усилителя ЭКС используем стандартный электрокардиограф.

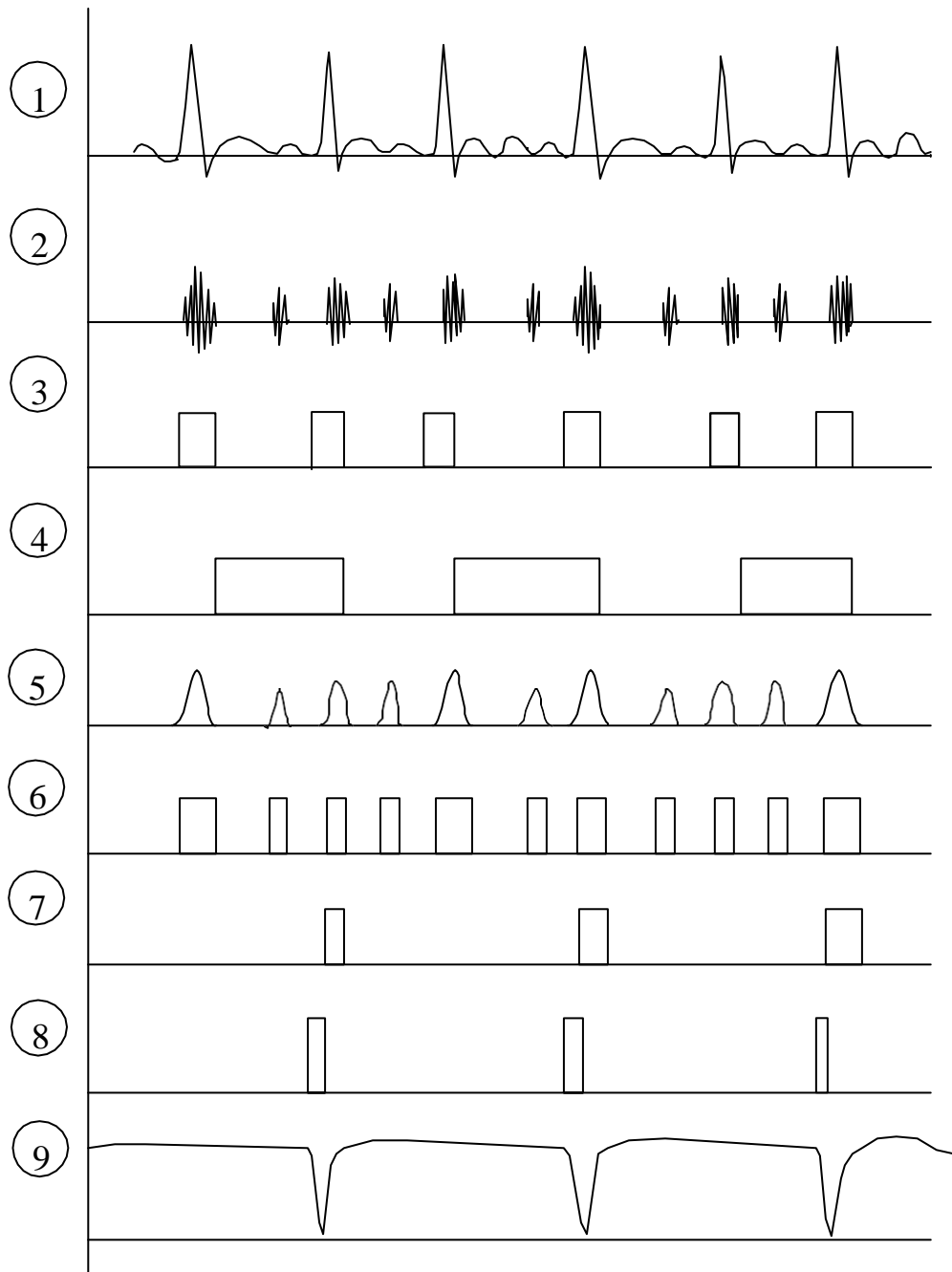


Рисунок 4.3 – Временная диаграмма работы прибора

2.1 Выбор микрофона

В настоящее время наибольшим признанием пользуются электронные микрофоны, что объясняется их широкополостностью, малой неравномерностью частотной характеристики, низкими нелинейными и переходными искажениями, высокой чувствительностью и низким уровнем собственных шумов.

Для измерения ФКС наиболее подходящим является

микрофон МКЭ-378. Его основные параметры приведены в таблице 4.1, а его частотная характеристика представлена на рисунке 4.4.

Таблица 4.1- Технические характеристики электретного микрофона

Микрофон	Чувствительность, мВ/Па, не менее	Нормальный диапазон рабочих частот, Гц	Уровень собственного шума, дБ, не более	Напряжение питания, В
МКЭ-378Б	10...20	30...1800	33	2,3...6,0

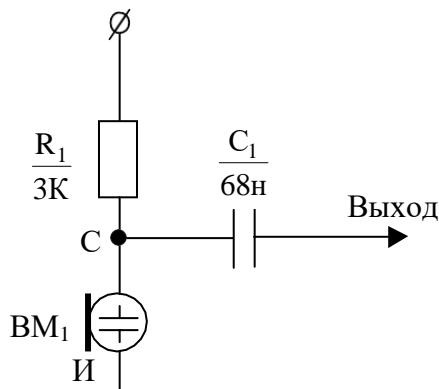


Рисунок 4.4 – Схема электрическая принципиальная включения микрофона

2.2 Расчет компаратора

В качестве компаратора выбираем микросхему КМ 597 СА2. На выходе фильтра максимальное напряжение не превышает 3,5В. тогда напряжение срабатывания компаратора можно задать на уровне 0,5...0,8В, то есть это напряжение можно определить прямым падением напряжения на кремниевом диоде.

Параметры компаратора приведены в таблице 4.2, а его схема электрическая принципиальная показана на рисунке 4.5.

Таблица 4.2 – Технические характеристики компаратора

$U_{ип1}$, В	$U_{ип2}$, В	$I_{пот1}$, МА	$I_{пот2}$, МА	$U_{см}$, МВ	$T_3^{0,1}$, $T_3^{1,0}$, НС	$I_{вх}$, МК А	$K_{ос}$, сфДБ	1 $U_{вых}$, В	0 $U_{вых}$, В
$5 \pm 0,5$	$6 \pm 0,6$	≤ 38	≤ 30	± 2	≤ 12	≤ 10	≥ 80	$\geq 2,5$	$\geq 0,5$

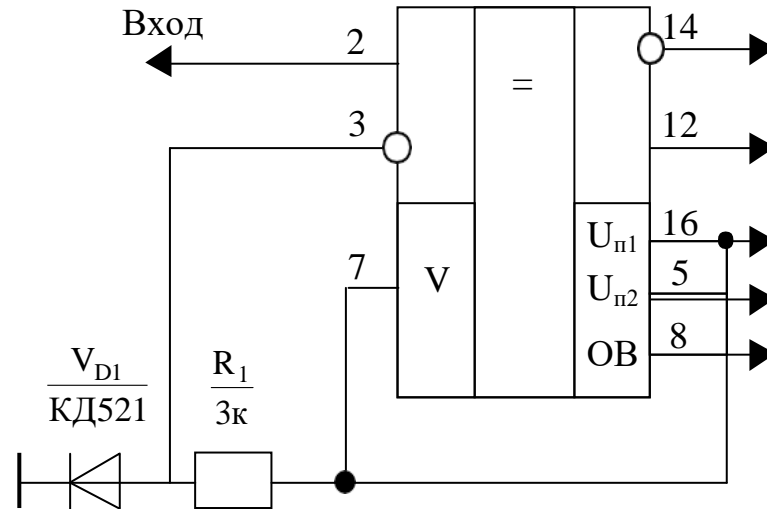


Рисунок 4.5 – Схема электрическая принципиальная компаратора

2.3 Проектирование и расчет селектора R – зубца

Структурная схема селектора R – зубца показана на рисунке 4.6

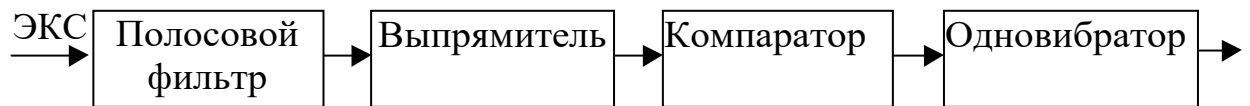


Рисунок 4.6 – Структурная схема селектора R - зубцов

Полосовой фильтр рассчитывается на полосу 20...40Гц, то есть на ту полосу, которую занимает R – зубец (расчет по АСРАФ).

<Выпрямитель взят готовый, компаратор взят готовый>.

Одновибратор строим на микросхеме 564 ТМ2. Эта микросхема содержит два D – триггера. Один из них используем в схеме одновибратора, а другой как D – триггер на выходе селектора R – зубцов, как это показано на рисунке 4.2.

Схема включения микросхемы 564 ТМ2 в устройстве показана на рисунке 4.7.

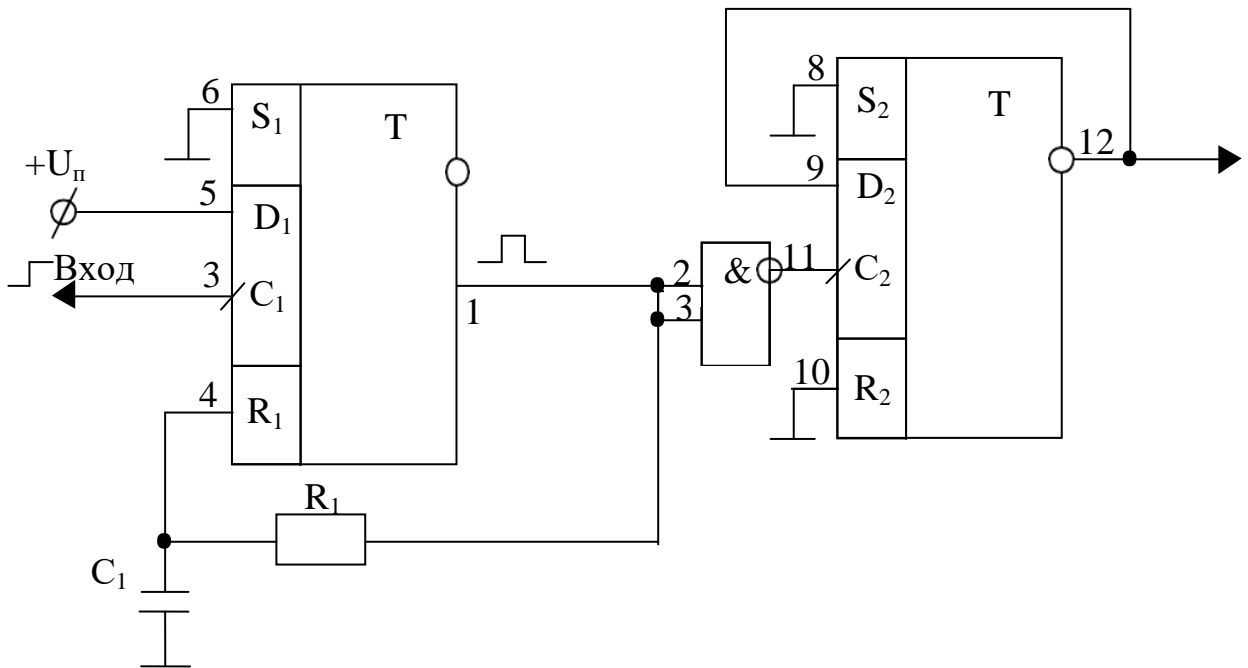


Рисунок 4.7 – Схема электрическая принципиальная включение микросхемы 564ТМ2

Для того, чтобы второй триггер переключался по заднему фронту, с выхода 1 микросхемы сигнал на выход 11 микросхемы поступает через инвертор, в качестве которого используем один из элементов 2И-НЕ микросхемы 564 ЛА8. С достаточной для большинства практических целей точностью длительность выходного импульса определяется согласно выражению $t_{и} = 0,7 \cdot R_1 \cdot C_1$. Задавая $R_1 = 100 \text{кОм}$, определим

$$C = \frac{60 \cdot 10^{-3}}{100 \cdot 10^3} = 0,6 \text{ мкФ.}$$

2.4 Проектирование и расчет схемы заряда/разряда конденсатора

Схема заряда/разряда конденсатора предназначена для преобразования временного интервала (периода извольюметрического сокращения) в напряжение.

Схема состоит из конденсатора C , источника опорного напряжения, двух ключей и схемы управления ключами.

Принципиальная схема. Ее схема электрическая принципиальная показана на рисунке 4.8. В качестве источника опорного напряжения в схеме используем опорное напряжение

электронного цифрового вольтметра.

Учитывая, что конденсатор C должен зарядиться за 2 номинальных периода изоволюметрического сокращения, то есть за 120мс, а сопротивление открытого ключа составляет 500Ом,

рассчитаем $C \geq \frac{60 \cdot 10^{-3}}{500 \cdot 3} \approx 40$ мкФ.

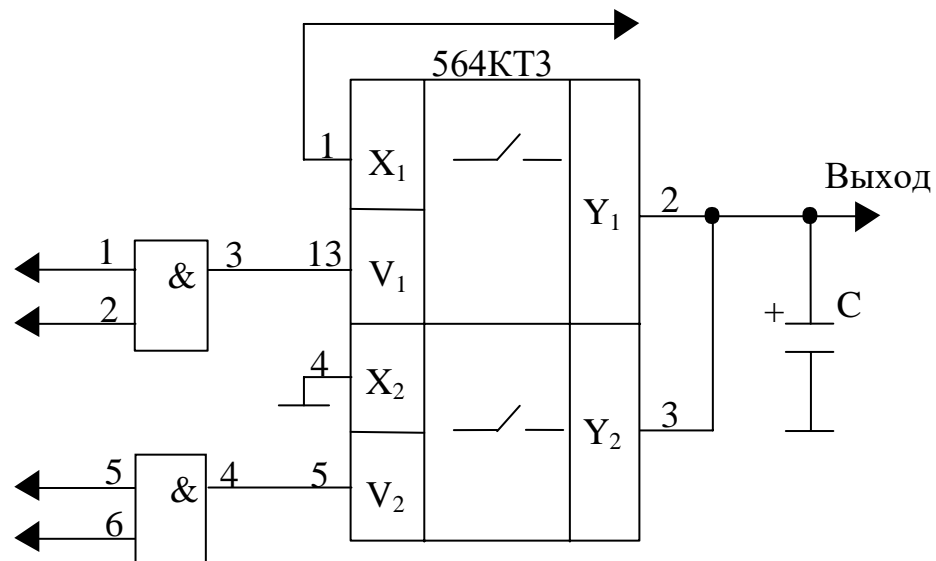


Рисунок 4.8 – Схема преобразователя время-напряжение

3. Цель работы

Изучить схемотехнические решения при проектировании датчиков пульса.

4. Содержание работы и порядок ее выполнения

Испытуемому накладывают электроды для ЭКГ (II отведение), над областью сердца укрепляют микрофон для ФКГ, а в области пульсации сонной артерии фиксируют датчик для сфигмографии. Запись поликардиограммы (ПКГ) осуществляют в положении лежа, при задержке дыхания на выходе, после предварительного отдыха в течении 10 – 15 мин и не ранее чем через 1,5 – 2 ч после приема пищи. Запись ПКГ производят при скорости движения бумаги 50 и 100 мм/с. Последовательная регистрация ПКГ при обеих скоростях позволяет лучше дифференцировать отдельные элементы ПКГ и повышает точность расчета.

5. Содержание отчета

1. Функциональная схема поликардиографа;
2. Кривая сигналов.

6. Контрольные вопросы

1. Опишите виды помех и методы их подавления при измерении частоты пульса.
2. Через сколько кардиоциклов изменяются показания на цифровом табло индикатора частоты пульса?

Список литературы

1. Макс Ж. Методы и техника обработки сигналов при физических измерениях. В 2-х томах. Пер. с франц. - М.: Мир, 1983, Т.2, 256с.
2. Физиология человека. В 3-х т. Т.2: Пр. С англ./Под. ред. Р. Шмидта и Г. Тевса. М., 1996. 313с.
3. Фрайден Дж. Современные датчики. Справочник. М.: Техносфера, 2005.-592 с.

ЛАБОРАТОРНАЯ РАБОТА №5. ИССЛЕДОВАНИЕ ДАТЧИКОВ ДЛЯ СЪЕМА ИНФОРМАЦИИ С ПОВЕРХНОСТИ КОЖИ ЧЕЛОВЕКА

1. Краткие теоретические сведения

Развитие физики, физической химии, электроники, а также физиологии и клинических дисциплин способствовало научно обоснованному совершенствованию существовавших и разработке новых эффективных методов электротерапии: лекарственного электрофореза, УВЧ-терапии, методов импульсной электротерапии и высокочастотной и низкочастотной магнитотерапии, а также методов воздействия сверхвысокочастотными электромагнитными колебаниями сантиметрового и дециметрового диапазонов,

На рубеже XVIII-XIX веков появились первые сообщения о лечебном использовании электрического тока при иглоукалывании врачами Паркинсом (Англия) и Сарландье (Франция), что ознаменовало собой зарождение нового метода терапии - электропунктуры (ЭП).

Пора интенсивного развития и становления ЭП как полноценного терапевтического метода, пригодного для медицинской практики, приходится на 50-е годы нашего века. В дальнейшем на точки акупунктуры стали действовать с лечебной целью не только полями электрическими, но и магнитными и электромагнитными. Магнитные и электромагнитные методы стимуляций точек акупунктуры обычно рассматривают как разновидности общего метода - электропунктуры. В 1950 г. японский врач Накатани обнаружил линии повышенной электропроводности, которые назвал риодораку. Эти линии практически совпали с классическими китайскими акупунктурными меридианами.

Накатани удалось установить связь точек риодораку с патологией органов и тканей человека, что явилось толчком к формированию нового направления ЭП-диагностики.

В отличие от электротерапии глубоких участков тканей человека электро-пунктурные воздействующие сигналы прикладывается непосредственно к поверхностным слоям кожи. Кроме того, для получения одной и той же напряженности

электрического поля, необходимой для возбуждения клеток ткани живого организма в приэлектродной зоне, электрод небольшого размера допускает в соответствии с теорией электромагнитного поля использование меньших токов воздействия, чем при применении электродов большой площади. Поскольку импеданс кожи имеет существенно большую величину частотной дисперсии, чем внутренние области живого организма, энергия электрического поля на низких и инфранизких частотах расходуется почти полностью в кожных тканях, а на высоких частотах сохраняет величину, на порядок большую, чем для тканей внутренних органов. Это еще одна особенность ЭП-терапии.

Значения электрической проводимости в См/м различных органов, по данным работы [1], следующие:

Спинномозговая жидкость.....	1,8
Сыворотка крови	1,4
Кровь.....	0,6
Мышцы.....	0,5
Селезенка.....	0,3
Сердце.....	0,1
Мозговая и нервная ткани	0,07
Жировая ткань.....	0,03
Сухожилие.....	0,01
Кожа сухая	0,00001

Частотные дисперсионные свойства кожи в работе [1] иллюстрируются на электрической модели кожи, представленной в виде распределенной емкости, величиной и, 01-0,02 мкФ/см². Например, при площади электрода 1 см² емкость подэлектродной зоны кожи составляет 0,01-0,02 мкФ. Следовательно, для переменного тока частотой 50 Гц сопротивление кожи может достигать величины 0,3 МОм, а на частоте 5 Гц 3 МОм.

В отличие от традиционных принципов электротерапии методы ЭП основаны на древних китайских представлениях о двух формах жизненной энергии "Ян" (юг) и "Инь" (север), В то же время, по мнению французского ученого Фюи, такое представление не противоречит европейской медицинской школе, так как наличие в организме двух отделов вегетативной нервной системы (симпатического и пара- симпатического), порождающих и

проводящих нередко антагонистические импульсы (возбуждающие и тормозящие), объясняет китайское учение о жизненной энергии.

1.1 Диагностическая аппаратура

Отечественные и зарубежные исследования различных свойств ТА указывают на возможность получения на основе этих свойств диагностической информации. По изменению электрических параметров отдельных ТА можно судить о локализации патологического процесса, а также о его динамике при развитии болезни или в ходе лечения. В некоторых случаях изменения в электрических характеристиках ТА могут появиться раньше, чем явные клинические признаки заболевания, т.е. возможно выявление самых ранних стадий заболевания.

Одним из электрических параметров, который впервые стали измерять в ЭП-диагностике и который остается основным и в настоящее время, является импеданс, или электрическое сопротивление ТА. Глубокие и разносторонние исследования импеданса ТА в 50-60-х годах провел французский ученый Д.Нибое. Он исследовал электрическое сопротивление кожи на постоянном и переменном токе и определил совокупность внешних и внутренних факторов, влияющих на величину этого сопротивления. К внешним факторам относятся сила тока, продолжительность действия, площадь электрода. Внутренние факторы Нибое разделил на анатомические, физиологические и патологические. К анатомическим факторам относятся толщина рогового слоя, наличие потовых и сальных желез. Основные физиологические факторы - выделения желез, вазомоторные явления, температура кожи, проявления психогальванического рефлекса и др. К патологическим факторам, вносящим по существу помехи в измерение, относятся микротравмы и заболевания кожи.

Наряду с электрическим сопротивлением, как показал Д. Нибое, информативным электрическим параметром ТА является ее потенциал. По сравнению с другими участками кожи ТА обладает пониженным импедансом и повышенным потенциалом. Температура в ТА, по данным А.К. Подшибякина, также оказалась повышенной. Другими исследователями было доказано, что в этих точках происходит усиленное накопление радиоактивного фосфора,

наблюдается интенсивная люминесценция и т.д., что окончательно подтвердило функциональную особенность акупунктурных точек.

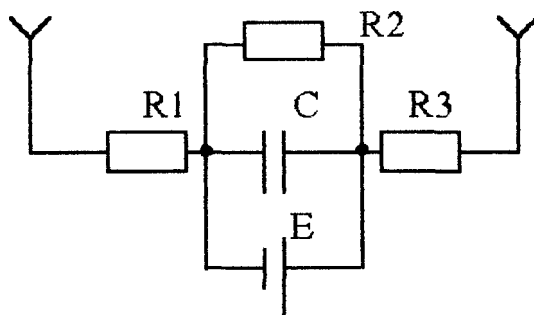


Рисунок 5.1 – Эквивалентная электрическая схема кожи

Линейная электрическая эквивалентная схема живых тканей и, в частности, кожи человека может быть представлена совокупностью резисторов, конденсаторов и источников напряжения. Существует множество вариантов представления эквивалентной электрической схемы биологического объекта. Одна из упрощенных схем изображена на рисунке 5.1. Понятие электрического сопротивления не является однозначным. Чтобы конкретизировать его, необходимо сначала определить режим измерения, например: установившийся постоянный ток; переменный синусоидальный ток; динамические параметры переходного процесса при ступенчатом виде воздействия напряжения или тока и др. Это понятие еще более усложняется при учете нелинейности электрических характеристик кожи. Строго говоря, для того, чтобы получить исчерпывающую информацию об электрических свойствах кожи и ТА, в частности, необходимо решить задачу идентификации объекта измерений. Однако на практике ограничиваются определением каких-либо частных параметров, дающих картину распределения так называемых проекционных точек кожных покровов, связанных с внутренними органами человека. Различие в выборе этих параметров и в способах их измерений приводит к несовпадению не только диагностических методик, но и самих проекционных зон и точек. Процедуре ЭП-диагностики, как правило, предшествует поиск ТА на коже человека в заранее известной ограниченной области их местонахождения.

Поиск ТА чаще всего проводится по величине электрокожного

сопротивления, измеренного на постоянном токе, который выбирается в пределах от долей до единиц микроампер. При таком уровне воздействия нелинейность электрокожного сопротивления практически не сказывается. Поэтому полярность зондирующего тока в данном случае существенной роли не играет. Например, в приборе "Рефлекс- 3-01", сила тока в режиме поиска ТА равна 2 мкА, постоянный ток поиска ТА в универсальном приборе для рефлексотерапии "Элитерис 5 УМ-003" не превышает 1 мкА, в приборе "Карат" этот параметр ограничен величиной 5 мкА. Процедура поиска ТА проводится обычно при минимальном прикосновении к коже, чтобы до минимума уменьшить влияние механического воздействия на результат измерений. С этой же целью предложено использовать сухие роликовые электроды, объединенные в группу из двух или трех электродов и реализующие дифференциальный метод измерений для обеспечения высокой чувствительности.

Обнаружение ТА возможно также путем измерения потенциала кожи. Однако этот метод имеет ряд существенных недостатков. К ним относится влияние на электрический потенциал ТА как внешних факторов среды (ионизация воздуха, цикличность солнечной активности), так и внутренних, обусловленных состоянием самого субъекта, эти и другие влияющие факторы вызывают значительные изменения потенциала ТА не только у больных, но и у здоровых людей

Зондирование переменным током также показало возможность выявления ТА. В качестве измеряемых параметров в этом случае используются модуль полного сопротивления, активное и емкостное сопротивление. Здесь также возможен дифференциальный метод измерений.

ЭП-диагностика. Одной из самых простых с точки зрения техники измерений и дальнейшей обработки результатов является методика Накатани – риодораку. Она получила широкое распространение благодаря своей простоте. Измерение производится на постоянном электрическом токе величиной 200 мкА с помощью влажного электрода относительно большой площади (около 1 см^2), что обеспечивает постоянство площади контакта и невысокую плотность тока.

Анализ и интерпретация полученной информации с помощью метода риодораку строятся на основе полученных величин электропроводности так называемых репрезентативных измерительных точек, в основном совпадающих с "точками-источниками" в классической акупунктуре. Вычисляется средняя величина полученных значений электропроводностей и устанавливается 5-10%-ый физиологический коридор, т.е. пределы нормального отклонения величин электропроводности ГА.

Следует иметь в виду, что некоторые из серийно выпускаемых приборов не обеспечивают необходимую по данной методике величину тока зондирования. При использовании этих приборов следует учитывать, что при разных величинах измерительного тока и при разных внутренних сопротивлениях этих приборов показания будут также отличаться друг от друга. Кроме того, известен факт нелинейной зависимости электрического сопротивления кожи от проходящего через нее тока. Поэтому, применяя не приспособленные для проведения измерений приборы в соответствии с методикой Накатани, можно получить сильно искаженные результаты.

Следовательно, для работы с измерительным прибором, отличающимся от оригинального (по методике Накатани) необходимо либо корректировать карту риодораку путем пересчета величин электропроводности, либо изменять ширину "физиологического коридора". Корректировка карты риодораку, где методика Накатани модифицирована под прибор типа ЭЛАП с максимальным значением зондирующего тока 100 мкА вместо стандартного 200 мкА.

Сбор первичной информации по методике Накатани не требует высокой квалификации обслуживающего персонала, а процедуру обработки результатов измерений можно легко автоматизировать. Так, автоматизированный диагностический комплекс АРКИС-1А и компьютерная система экспресс-диагностики ДИАКОМС (отечественного производства) позволяют оперативно произвести контроль состояния пациентов при массовых медицинских осмотрах населения, выявить доклиническую стадию заболеваний внутренних органов и оценить необходимость дальнейшего обследования больного. Время проведения обследования 3-5 мин на одного пациента.

Аналогичный компьютеризованный рефлексодиагностический комплекс – КРДК-4 – разработан НТК ИНВЕКТ (г. Фрязино) на основе экспертной системы, созданной для диагностики заболеваний человека методом риодораку. Замеры производятся в 24 точках, расположенных на кистях рук и стопах ног. Введенная в компьютер программа содержит экспертную систему, обрабатывает результаты измерений, при необходимости задает пациенту вопросы и распечатывает диаграмму Накатани, а также таблицу состояний основных органов и систем пациента. Время обследования пациента не превышает 7 мин.

Оригинальный способ электропунктурной диагностики был разработан в 50-х годах немецким врачом Р. Фольем. Диагностика по Фолью состоит в определении электропроводности отдельных участков меридиана и исследовании динамики установления тока в ТА. Фоль выдвинул гипотезу, согласно которой ток, подведенный к ТА, изменяется, взаимодействуя с "биологическим током органа", связанного с данным меридианом. При исследовании меридианов используется постоянный ток, а проводимость в точках замера определяется в условных единицах. Помимо 226 точек на 12 классических меридианах Фоль описал еще несколько десятков точек на трех новых меридианах (дегенерации, аллергии, лимфатическом) и на вторичных меридианах соединения лимфатического меридиана.

Путем измерения электрического сопротивления в этих точках можно сделать определенные выводы о функциональном состоянии систем, органов и тканей. В качестве активных измерительных электродов Фоль предложил использовать дополнительно трубчатые электроды, которые вкладывают в руки пациента. Он установил, что измеренное электрическое сопротивление в этом случае служит индикатором энергетического баланса. Энергетический дефицит может быть как общим для всего организма, так и частичная, например, в ногах или только в одной половине тела. В связи с этим Фоль предложил проводить измерения по четырем различным отведениям с конечностей.

Методика Фолья имеет свои особенности не только в топологии представительных ТА и интерпретации результатов измерений, но и в параметрах и конструкции измерительного устройства, а также в самой технике измерений.

Р. Фолем были сформулированы определенные требования к рабочему положению щупа прибора (активного электрода) и силе прижатия его к коже. Эти требования основаны на наблюдении характера изменения электрического сопротивления в цепи электродов при постепенном усилении давления на кожу. Зависимость показана на рисунке 5.2. На кривой давления имеется пологая часть – "плато". Сила прижатия электрода должна соответствовать расположению в средней части "плато". Каждая ТА имеет свою кривую давления, поэтому величина давления щупа в конкретном случае устанавливается экспериментальным путем. Рекомендуемый диапазон рабочего давления на щуп диаметром наконечника 3 мм лежит в пределах 0,5-2 кг.

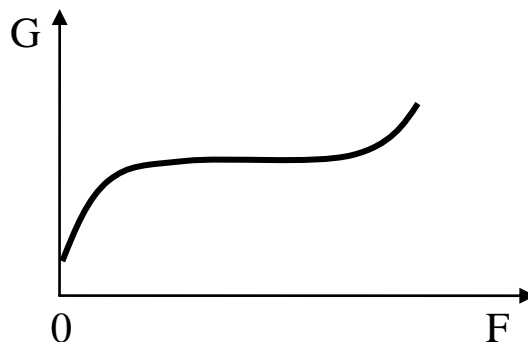


Рисунок 5.2 – Зависимость электропроводности (G) кожи от силы (F) прижатия электрода

Важным параметром по методике Фоля является так называемое падение стрелки. Этот параметр представляет собой по существу скорость медленного уменьшения электрической проводимости с течением времени. Как правило, уменьшение проводимости начинается не позже 3 с после начала измерений и заканчивается в пределах 30 с. Электронная схема прибора рассчитана таким образом, чтобы показания, соответствующие норме, устанавливались в середине шкалы. Как и в методике Накатани, здесь вводится 10%-ый коридор, соответствующий норме. Падение стрелки обычно составляет единицы процентов от всей шкалы и свидетельствует о наличии патологии органа или системы организма. Степень выраженности патологии находится в прямой зависимости от скорости падения стрелки.

Особенностью метода Фоля является нажим с определенными

усилиями на кожу в процессе измерений. При этом выдавливаются межклеточная жидкость и кровь из капилляров, и на величину электропроводности начинают оказывать влияние упругие свойства подэлектродных слоев тканей, что тесно связано с эластичностью соединительных волокон, проницаемостью мембран клеток, тонусом мышечных волокон и капиллярной сети.

Простейшие приборы для ЭП по Фолю содержат электроды и измерительный блок со стрелочным гальванометром и ячейками в корпусе для медикаментозного тестирования.

Прибор VEGAMINATEST 703 выполнен в миниатюрном варианте: измерительный блок с гальванометром и ячейками расположен на пассивном электроде, так что весь прибор, за исключением активного электрода – щупа, в течение всей процедуры ЭП-диагностики держит в руках пациент.

Прибор VEGATEST помимо измерительного блока, имеет генератор импульсов электрического тока для низкочастотной стимуляции. Частота фиксирована и равна 13 Гц. Ручками управления на передней панели прибора регулируются амплитуда и полярность импульсов. Щуп снабжен кнопкой для оперативного переключения режимов терапии и диагностики.

Дальнейшим развитием концепции Фоля об энергетическом балансе является создание фирмой Jahnke Bioelectronics прибора типа Decoder Dermograf. В приборе использована идея немецкого врача Шмидта, которая заключается в следующем. Результаты сегментарных замеров, включающих в себя измерения электрических характеристик ладоней рук, ступней ног и поверхности лба, удобно оформлять в виде кривой, которую Шмидт назвал "импульсной дермограммой" (рисунок 5.3). Работа прибора в каждом из семи отведений под- разделяется на несколько фаз:

1-я фаза – замер исходного напряжения, обусловленного разностью потенциалов между электродами до подачи на них импульсов тока. Величина измеряемого напряжения колеблется в пределах (- 200...+200) мВ;

2-я фаза – подача на электроды однополярных импульсов тока частотой 10 Гц, амплитудой 50 мкА и регистрация изменений напряжения на электродах;

3-я фаза – запись встречного тока, т.е. тока разряда

поляризационной емкости пациента. В течение этой фазы никакого тока или напряжения с прибора не подается;

4-я фаза – повторный замер разности потенциалов на электродах для оценки произошедших изменений по сравнению с первоначальным замером;

5-я фаза – подача таких же импульсов тока, как и во второй фазе, но с противоположным знаком;

6-я фаза – повторная запись встречного тока;

7-я фаза – повторная запись межэлектродной разности потенциалов.

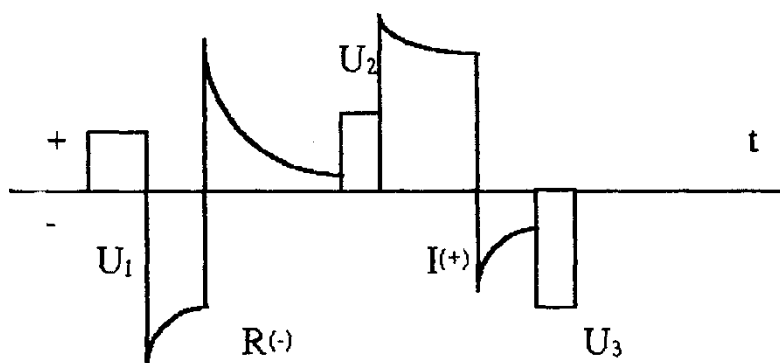


Рисунок 5.3 – Импульсная диаграмма

Комбинированное воздействие разнонаправленными низкочастотными импульсами и вспомогательным постоянным током, а также запись свободного от воздействующих сигналов встречного тока собственной электрической активности, поступающего с обследуемых участков кожи пациента, позволяют получить богатую информацию, которая характеризует:

- биоэнергетический тонус пациента на данный момент времени и характер распределения "энергии" в его организме;
- динамику и опасность развития процесса заболевания, находящегося пока в латентной стадии, что особенно важно для медицинской профилактики;
- степень инертности реакции организма;
- наличие и величину нарушений, возникающих у детей в результате прививок:
- локализацию хронических и острых процессов;
- эффективность любой терапии;
- наличие и границы очаговых процессов.

Исследования показали, что в качестве материала для электродов наилучшим образом зарекомендовало себя серебро. По мнению ученых, биоэлектрические измерения в декодердермографии представляют собой совершенный метод регуляционного исследования всего организма по электрическим характеристикам рефлекторных зон кожи. Этот метод дает возможность исследовать защитные реакции организма путем определения периферической насыщенности кислородом, наличия очагов или полей возбуждения, кислотно-щелочного метаболизма, а также определения типа реагирования нервной системы (ваготонус или симпатикотонус). Достоинство прибора состоит в том, что он прост в эксплуатации и может обслуживаться средним медицинским персоналом.

Родственная серия аппаратов Theratest-1, Theratest-2, Theratest - Super, производимая той же фирмой, позволяет распознавать определенные признаки болезней уже на самой ранней стадии, причем обнаруживаются даже "следы" заболеваний, бывших много лет назад. Модель Theratest – Super проводит не только электрические, но и силовые, и акустические измерения как в ТА, так и в сегментах кожи (биологически активных зонах). Кроме того, этот прибор снабжен блоком терапии с генератором качающейся частоты с периодом качания 30 с в пределах 8-12 Гц, что соответствует диапазону частот альфа-ритма.

Аналогичный прибор Computer-Segment-Elektrograph 721, совместимый с компьютером типа IBM PC, выпускает фирма VEGA. Прибор производит замеры в восьми отведениях с десяти электродов, установленных симметрично справа и слева на лбу, грудной клетке, животе и в области таза. В каждом отведении измерения производятся в три фазы:

1-я фаза: подача импульсов тока частотой 13 Гц, амплитудой 10 мкА в течение 18 с и одновременно регистрация напряжения на электродах;

2-я фаза: такая же, как и 1-я, но только импульсы тока имеют противоположную полярность;

3-я фаза: измерение возвратного тока в течение 26 с.

Порядок замеров по отведениям слева направо и сверху вниз: сначала голова, потом грудная клетка, живот, таз. Прибор позволяет определять следующие показатели состояния организма:

энергетический баланс; регуляционные возможности организма; состояние иммунной системы; функциональную недостаточность органов; стрессовые реакции; патологические функциональные связи органов и систем; динамику течения болезни.

Отечественной промышленностью подготовлена к выпуску подобная система для экспресс-диагностики АСЕД-3, которая проводит измерения электрических параметров на тех же сегментах - ладонях рук, ступнях ног и лобных областях. Величина измерительного тока равна 12,5 мкА.

Электропунктурная аурикулодиагностика. Французский врач П.Ножье впервые в 1956 г. сообщил о результатах своих исследований рефлекторных зон и точек наружного уха и ушной раковины. Благодаря его наблюдениям было установлено, что при различных заболеваниях внутренних органов, костно-мышечной и нервной систем и т.п. на ушной раковине появляются точки и зоны гипералгезии (повышенной чувствительности), которые имеют определенную локализацию и исчезают после выздоровления. Дальнейшая разработка топографии уха была связана с гипотезой Ножье о том, что человеческое тело проецируется на ушную раковину в виде эмбриона, голова которого соответствует мочке уха, внутренние органы – раковине, а конечности – верхней части уха, над дугой противозавитка.

Другой французский врач Д. Нибое установил, что электрическое сопротивление в акупунктурных точках уха значительно меньше, чем в других точках кожного покрова. Был создан ряд приборов, позволяющих сравнительно легко определять локализацию акупунктурных точек путем измерения электропроводности кожи.

В последнее время появились автоматизированные медицинские диагностические системы типа компьютерного дермографического комплекса КДК-01. Подобный комплекс для аурикулярной диагностики разработан в НПО "Экран" (Москва). Этот комплекс совместим с ПЭВМ типа ИВМ АТ/ХТ и позволяет осуществлять поиск ТА микрорефлекторных зон ушной раковины по заданному алгоритму, определять принадлежность пациента к той или иной группе риска и давать рекомендации для дальнейшего обследования. Изменения проводятся на переменной токе частотой 830 Гц и амплитудой 25 мкА. В том же НПО "Экран" разработана

информационно-справочная система по топической аурикулярной терапии, которая может использоваться для выявления ТА микрорефлекторных зон ушной раковины по заболеваниям и синдромам для аурикулярного воздействия, а также может применяться как обучающая система для врачей и студентов медицинских вузов.

Кроме упомянутых выше, существуют и другие, менее распространенные, но достаточно простые и надежные методики ЭП-диагностики. К ним следует отнести методы, основанные на анализе нелинейности электрических характеристик ТА. Например, по методу Леднева и Усачева на ТА подаются напряжения отрицательной, а затем положительной полярности, не превышающие 9-12 В и измеряются соответствующие величины проводимостей. Полученные данные сравниваются между собой, и степень их различия служит критерием для проведения терапии с помощью напряжения отрицательной полярности, причем величина электрического тока при этом устанавливается не более 0,1 мкА. Терапевтическое воздействие продолжается до тех пор, пока асимметрия не доводится до допустимого уровня, что проверяется периодическим подключением к ТА напряжения положительной полярности.

Кроме электрического сопротивления в качестве информативных параметров ТА могут быть использованы параметры электрического потенциала. Подшибякин исследовал потенциалы ТА при изучении их связей с внутренними органами. Как оказалось, функциональные нарушения в сопряженном органе вызывают возрастание потенциалов соответствующих ТА. Дальнейшим развитием метода было исследование низкочастотных и инфранизкочастотных колебаний потенциала ТА, а также вектора электрической напряженности над ТА. В частности, показана возможность определения функции сердечно-сосудистой системы по параметрам вектора напряженности над ТА. Информационную ценность имеет и характер поляризации электромагнитного излучения в ТА.

Несмотря на информативность методы ЭП на основе ЭП-диагностики по низкочастотным параметрам электропотенциала в настоящее время у нас и за рубежом пока не нашли широкого применения вследствие нестабильности показаний и сложности

измерений.

1.2 Исследуемые точки

В данной работе будет исследоваться один из меридианов, например, меридиан сердца (рисунке 5.4). Он имеет 9 точек: 1-цзи-юань; 2- цин-лин; 3-шао-хай; 4-лин-дао; 5-тун-ли; 6-инь-си; 7-шэнь-мэнь; 8- шао-фу; 9-шао-чун.

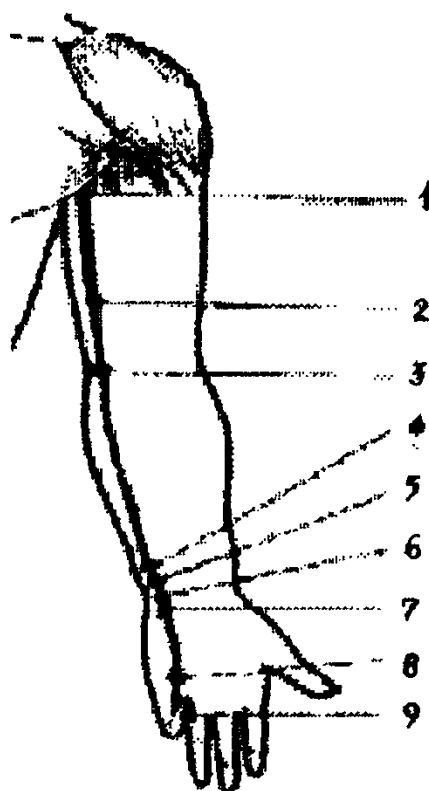


Рисунок 5.4 – Точки акупунктуры канала сердца

Точки канала сердца в основном используются при функциональных нарушениях сердца и кровообращения. При органических заболеваниях сердца количество пунктируемых точек должно быть минимальным (1-2).

Точки канала являются эффективными при лечении эмоциональных расстройств. Так, сочетание С.5. Тун-ли и С.7. Шэнь-мэнь специально применяется для снятия нервной тревоги, известной как «экзаменационный невроз» и т.д.

1.3 Описание прибора комбинированного Ц4311

Технические характеристики прибора следующие:

1. Пределы измерения (конечные значения диапазонов измерений): напряжения постоянного тока – 75; 150; 300 мВ, 0,75; 1,5; 3; 7,5; 15; 30; 75; 150; 300; 750 В.

2. напряжения переменного тока – 0,75; 1,5; 3; 7,5; 15; 30; 75; 150; 300; 750 В.

3. силы переменного тока – 3; 7,5; 15; 30; 75 мА; 0,15; 0,3; 0,75; 1,5; 3; 7,5 А

4. силы постоянного тока – 300 мкА; 0,75; 1,5; 3; 7,5; 15; 30; 75 мА; 0,15; 0,3; 0,75; 1,5; 3; 7,5 А.

Нормальная и рабочая области частот указаны в таблице 5.1.

Таблица 5.1- Частотные характеристики прибора Ц4311

Предел измерения	Нормальная область частот, Гц	Рабочая область частот, Гц
300;750 В	45-55	55-300
150В	45-55	55-1000
75В	45-55	55-3000
30В	45-55	55-5000
15В	45-55	55-8000
Остальные пределы тока и напряжения	45-55	55-16000

Таблица 5.2- Технические характеристики прибора Ц4311

Влияющая величина	Нормальное значение	
	Для постоянного тока	Для переменного тока
Нормальное положение	Горизонтальное $\pm 1^\circ$	Горизонтальное $\pm 2^\circ$
Температура	От +18 до +22 оС	От +15 до +25 оС
Частота		В нормальной области
Коэффициент переменной составляющей постоянного тока	Не более 1%	

Предел допускаемой основной погрешности определяется при нормальных значениях влияющих величин (таблица 5.2) и не превышает:

$\pm 0,5\%$ от конечного значения диапазона измерений на постоянном токе;

$\pm 1,0\%$ - на переменном токе;

Рабочий диапазон температур от $+10$ до $+35^{\circ}\text{C}$, относительная влажность до 80% при температуре $+25^{\circ}\text{C}$.

Порядок работы с прибором Ц4311

Для измерения тока или напряжения включить одну из кнопок переключателя пределов измерения в соответствии с ожидаемым значением измеряемой величины, в зависимости от рода измеряемой величины, включить одну из кнопок переключателя рода работ, затем подключить соединительные провода к зажимам прибора.

Если измерения будут производиться в рабочей области частот, то зажим «*» рекомендуется заземлить.

Подключить соединительные провода к исследуемой цепи и произвести отсчет измеряемой величины при измерениях на постоянном токе по шкале с обозначением «-», при измерениях на переменном токе по шкале с обозначением «~»

2. Описание лабораторного макета

Лабораторный макет состоит из источника напряжения, подстроечного резистора, щупа и двух измерительных приборов Ц4311. Индифферентный электрод присоединяется к правой руке человека и с помощью другого электрода-щупа осуществляется нахождение БАТ и снятие с них характеристик.

3. Цель работы

Изучить приборы и методы снятия информации с поверхности кожи человека.

4. Содержание работы и порядок ее выполнения

1. Соберите лабораторный макет согласно принципиальной схеме, приведенной на рисунок 5.5.

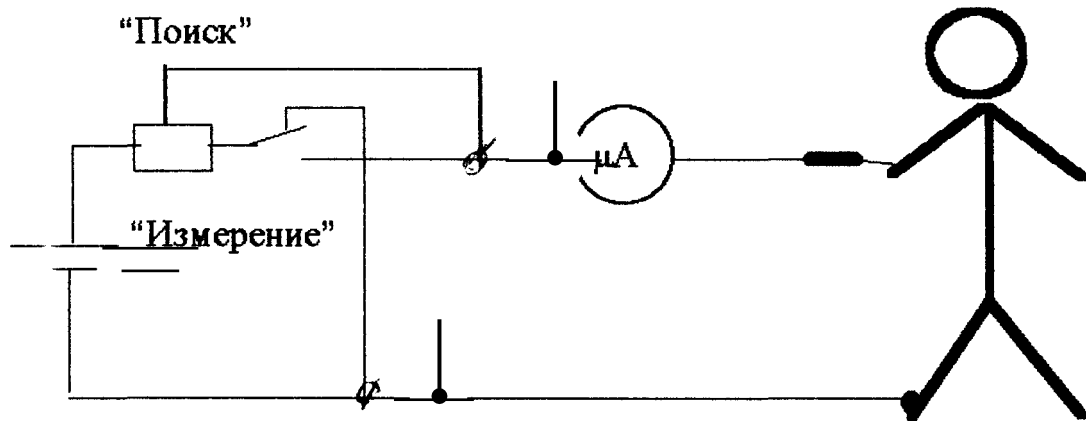


Рисунок 5.5 – Схема электрическая принципиальная лабораторного макета для поиска БАТ

2. Изучите топографию БАТ меридиана, заданного преподавателем (приложение 1).

3. Приготовьте таблицу экспериментальных данных, согласно, аналогичную таблице 5.3.

Таблица 5.3 – Экспериментальные данные

№№ экспериментов	Точка акупунктуры	$I = U_1 / 11$	U_2	$R = U / I$

4. Установите индифферентный электрод на левую руку или правую ногу.

5. Включите питание стенда и проверьте наличие напряжения по показанию индикатора.

6. Определите точное положение БАТ по максимальному отклонению стрелки микроамперметра.

7. Отметьте точное расположение БАТ и перейдите к поиску новой БАТ согласно пункту 6.

8. Соберите лабораторный макет согласно принципиальной схеме, приведенной на рисунке 5.6. Установите движок потенциометра на источнике тока в среднее положение.

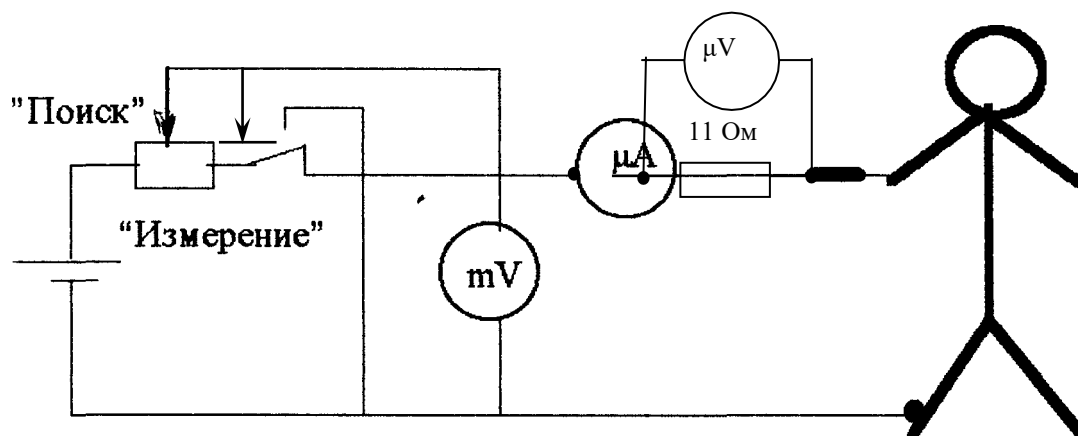


Рисунок 5.6 – Схема электрическая принципиальная лабораторного макета для измерения параметров БАТ

9. Подключите индифферентный электрод к левой руке или правой ноге исследуемого пациента.

10. Изучите дислокацию характерных БАТ, расположенных на исследуемом меридиане, используя результаты, полученные в пункте 6.

11. Приступите к точному определению дислокации БАТ. Для этого необходимо задаться током через биообъект (10... 100 мкА), для чего щуп ставится на точку тела человека, отмеченную в п.6, и движком потенциометра устанавливается ток, значение которого было получено в п.6. После чего необходимо передвигать щуп в окрестности БАТ с фиксацией максимума напряжения по вольтметру при неизменном токе, который контролируется с помощью микроамперметра и регулируется потенциометром.

12. Повторить пункт 11 при 4...5 значениях тока в БАТ. Построить график зависимости мости сопротивления в БАТ от тока через пациента.

13. Повторите процедуры, описанные в пункте 5, для каждой БАТ, входящей в исследуемый меридиан. При этом составьте таблицу, в которой укажите наименование БАТ, ток через нее, напряжение на биообъекте, подключенном к источнику тока через данную БАТ, и сопротивление БАТ, рассчитанное согласно закону Ома.

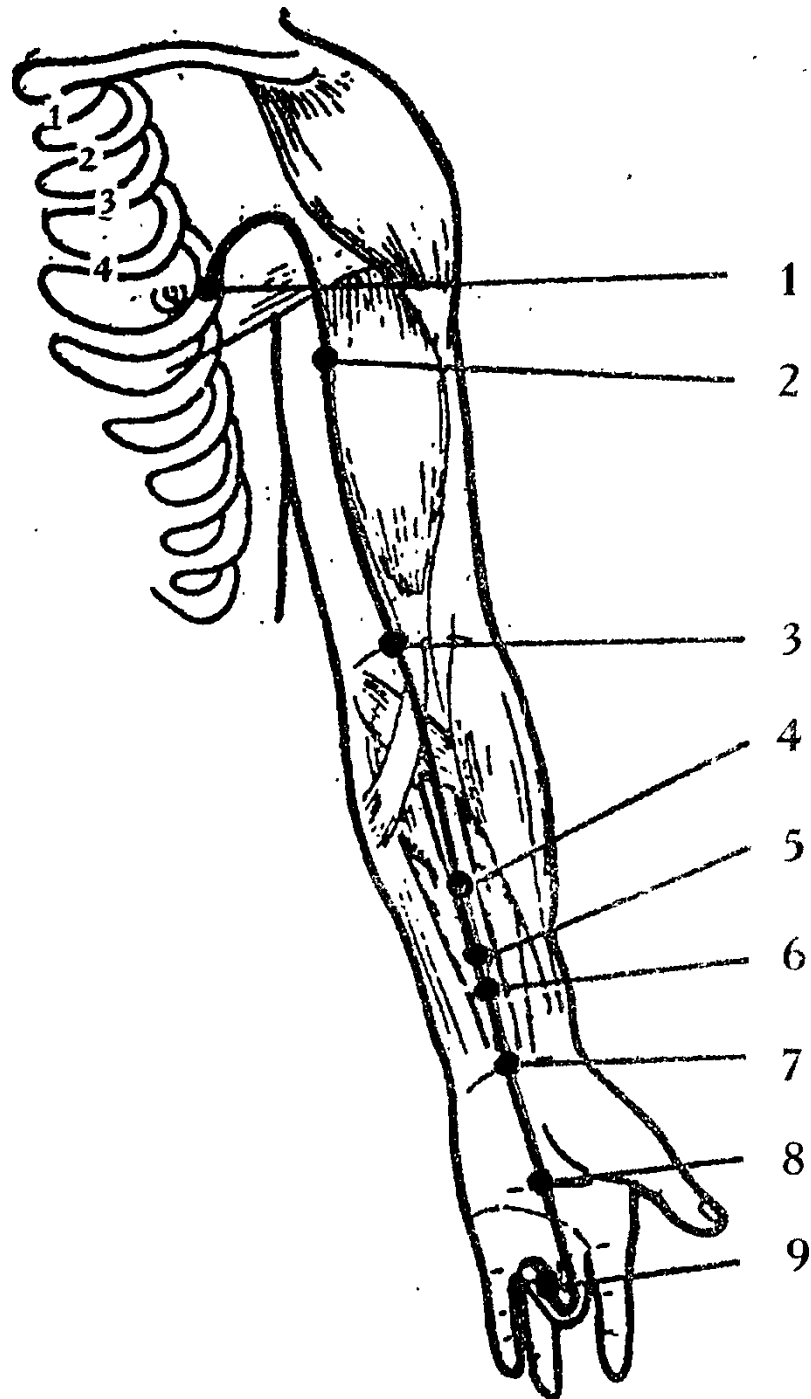
14. Сделайте выводы.

5. Содержание отчета

1. Схема электрическая принципиальная лабораторного макета.
2. Таблицы экспериментальных данных и результаты вычислений. 240с.
3. График зависимости сопротивления в БАТах от тока.
4. Топографическая карта найденных БАТ.
5. Выводы

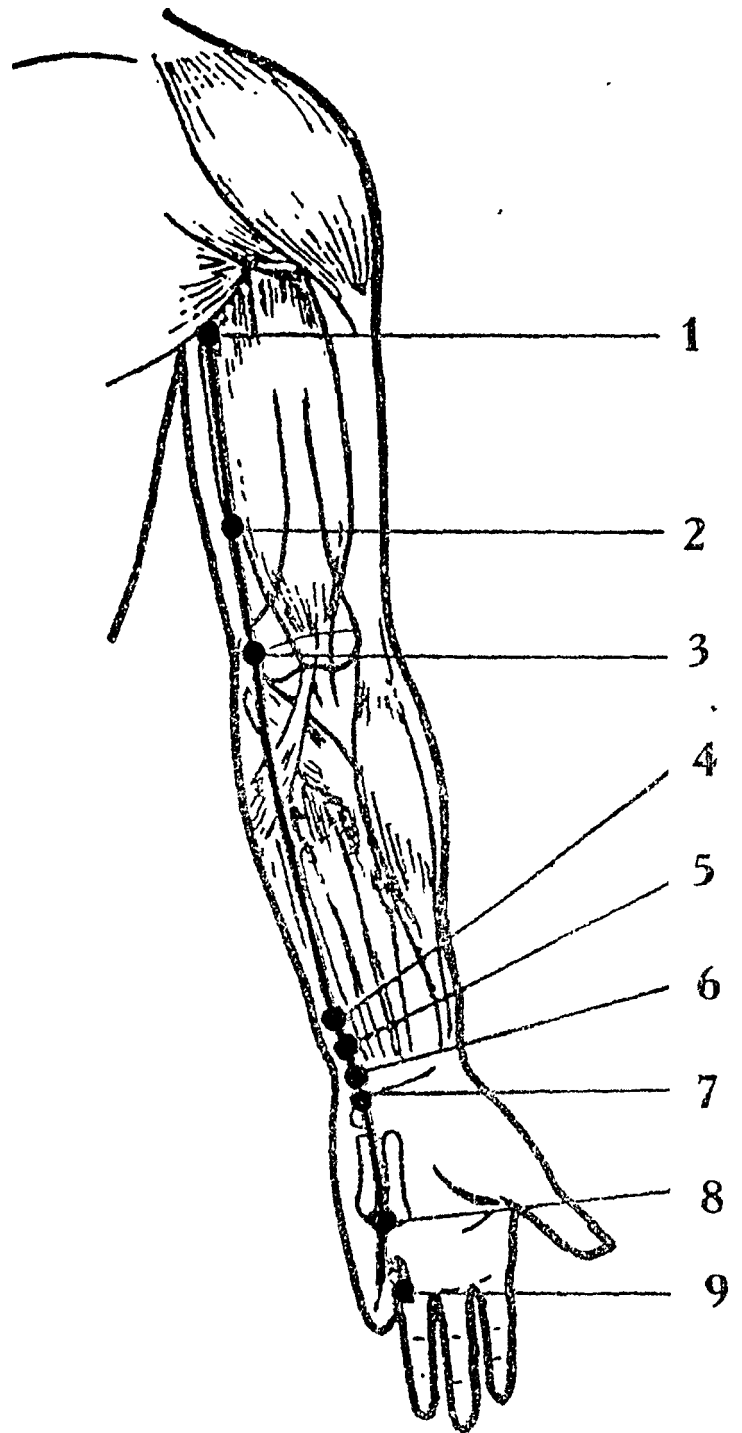
Список литературы

1. Ясногородский В.Г. Электротерапия. - М.: Медицина. -1987. – 240 с.
2. Портнов Ф.Г. Электропунктурная рефлексотерапия. - 3-е изд., переработ. доп. - Рига : Знатье. - 352с.
3. Лупичев Н.Л. Электропунктурная диагностика, гомеопатия и феномен даьно-действия. М.: НПК «Ириус», 1990. - 137 с.
4. Приборы, средства автоматизации и системы управления / Аппараты для электропунктуры., Выпуск 2., М. 1991-32 с.



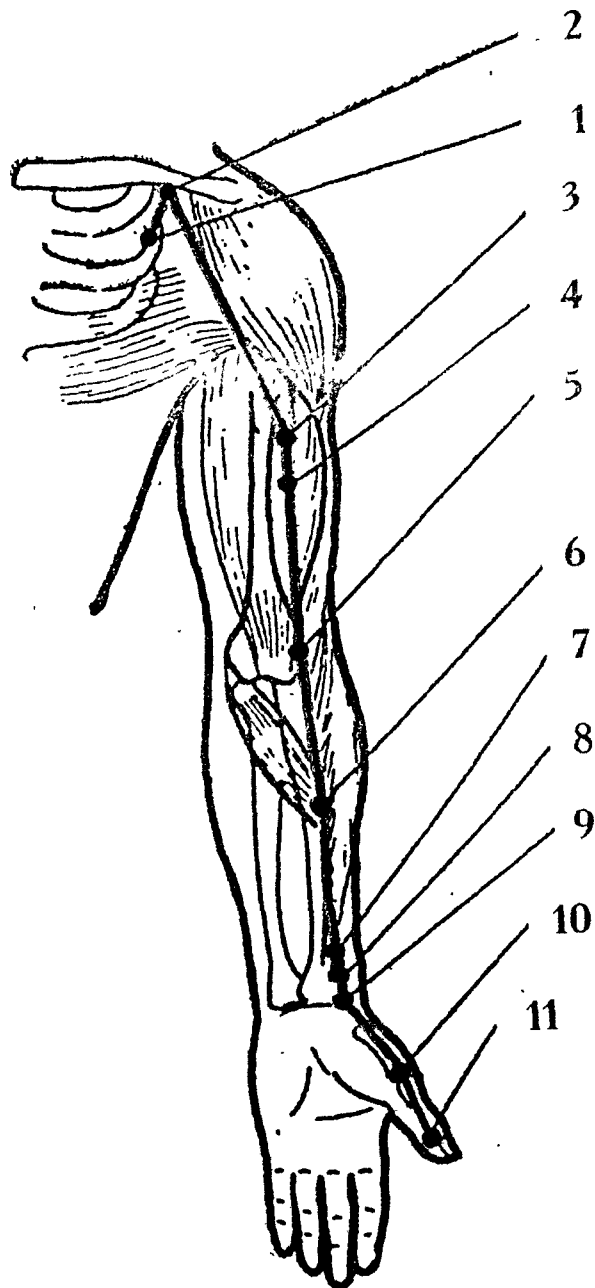
Точки канала перикарда

1 – тянь-чи; 2 – тянь-цюань; 3 - цюй-цзе; 4 – си-мэнь; 5 – цзянь-ши;
6 – нэй-гуань; 7 – да-лин; 8 – лао-гун; 9 – чжун-чун



Точки канала сердца

1 – цзи-юань; 2 – цин-лин; 3 – шао-хай; 4 – лин-дао; 5 – тун-ли; 6 – инь-си; 7 – шэнь-мэнь; 8 – шао-фу; 9 – шао-чун



Точки канала легких

1 – чжун-фу; 2 – юнь-мэнь; 3 – тянь-фу; 4 – ся-бай; 5 – чи-цзе;
 6 – кун-цзюй; 7 – ле-цюе; 8 – цзин-цюй; 9 – гай-юань; 10 – юй-цзи;
 11 – шао-шан

