

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

**Федеральное государственное автономное образовательное учреждение
высшего образования**

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

А.А. Федотов, С.А. Акулов, В.Н. Конюхов

**ТЕХНИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ
ИССЛЕДОВАНИЙ И ЛЕЧЕБНЫХ ВОЗДЕЙСТВИЙ**

Комплекс методических указаний к лабораторным работам

САМАРА 2016

УДК 616-07

Составители: А.А. Федотов, С.А. Акулов, В.Н. Конюхов

Технические методы диагностических исследований и лечебных воздействий:
Комплекс метод. указаний / – Самар. нац. исслед. ун-т.; сост. А.А. Федотов,
С.А. Акулов, В.Н. Конюхов; Самара, 2016. 56 с.

Комплекс содержит методические указания для выполнения лабораторных работ по дисциплине «Технические методы диагностических исследований и лечебных воздействия». Изложены основные сведения о методах исследования функциональных систем человека. Приводится описание методик измерения артериального давления, регистрации электрокардиограммы, фотоплетизмограммы, ритмокардиограммы, а также принципов ультразвуковой диагностики. Приведены порядок выполнения работы и требования к отчету.

Методические указания предназначены для студентов очного и очно-заочного отделений, обучающихся по направлениям 12.03.04 «Биотехнические системы и технологии» и выполняющих лабораторные работы по дисциплинам «Технические методы диагностических исследований и лечебных воздействий». Подготовлены на кафедре лазерных и биотехнических систем.

Рецензент: И.А. Кудрявцев

Лабораторная работа № 1. Непрямые методы измерения давления крови

Цель работы: изучение основных методов измерения артериального давления крови.

Теоретические основы работы

Важным компонентом биотехнических систем медицинского назначения, определяющим состояние сердечно-сосудистой системы и организма в целом, является контроль кровяного давления.

Движение крови по сосудам представляет собой сложный процесс, зависящий от работы сердца, эластичности сосудистых тканей, тонуса гладкой мускулатуры, количества и вязкости крови, сопротивления потоку крови в капиллярном русле. Давление крови в сосудах представляет собой гидродинамическое давление, возникающее в результате работы сердца, нагнетающего кровь в сосудистое русло.

Артериальное давление крови (АД) является важнейшим показателем, широко используемым в клинической диагностике.

Неинвазивный мониторинг параметров АД может быть реализован путем использования косвенных методов измерения параметров давления крови с помощью окклюзионной манжеты. Наибольшее распространение в клинической практике получило измерение АД в плечевой артерии, при котором окклюзионная манжета охватывает соответствующий участок правой или левой руки пациента. Увеличение давления воздуха в манжете (компрессия) приводит к изменению артериального кровотока под манжетой, а также в дистальном участке конечности. Если давление воздуха в манжете превысит значение диастолического давления крови, артериальный кровоток в руке дистальнее манжеты изменяет свои параметры. Оценка этих изменений и сопоставление их с давлением воздуха в манжете позволяет определить параметры АД по результатам измерения давления воздуха в манжете.

Различие используемых на практике окклюзионных методов определения АД заключается в способах оценки соответствия измеренных значений давления воздуха в манжете и параметров давления в артерии при различных режимах компрессии (декомпрессии) воздуха.

Аускультативный метод измерения АД или метод Н.С. Короткова основан на анализе характерных звуков, так называемых тонов Н.С. Короткова (далее тонов), регистрируемых в простейшем случае с помощью фонендоскопа, в дистальном отрезке артерии, непосредственно у нижнего края окклюзионной манжеты при определенной величине давления воздуха в манжете.

По методу Н.С. Короткова, первоначально при измерении АД давление в манжете, охватывающей сосуд, увеличивают до полного прекращения кровотока (артериального пульса) в дистальной части руки. Затем включают плавную декомпрессию (сравливание воздуха из манжеты). В момент открытия артерии кровотоку, начинают прослушиваться первые тоны. В этот момент давление крови на вершине артериальной пульсации становится чуть больше давления воздуха в манжете, и артерия на короткое время «открывается», порождая

звуковые колебания. Давление в манжете, соответствующее появлению первых тонов, принимается в методе Н.С. Короткова за значение систолического АД. Происхождение регистрируемых тонов может объяснить турбулентным движением крови по сжатому сосуду, а также неустойчивым поведением стенок после «открытия» сжатой артерии, приводящим к звуковым колебаниям характерного спектрального состава.

При дальнейшей плавной декомпрессии (около 3 мм рт. ст. на один удар пульса) характер звуковых тонов изменяется, они становятся глуше (их частотный спектр сдвигается в сторону более низких частот) и затем они исчезают. Считается, что момент приглушения или исчезновения тонов соответствует равенству давления воздуха в манжете минимальному динамическому давлению крови, то есть диастолической величине АД. Критерий приглушения тонов для отсчета диастолического значения АД признается большинством исследователей.

В ряде случаев, при патологии сосудистой стенки исчезновение тонов происходит при весьма малых значениях давления в манжете. В случае кардиогенного шока или применения препаратов с вазопрессорным эффектом происходит задержка в появлении тонов, что приводит к занижению АД по результатам аускультативных измерений. Напротив, низкая эластичность сосудистых тканей, расположенных под манжетой, например, при септическом шоке, может привести к завышению результатов определения АД.

Следует отметить, что спектр тонов расположен в более высокочастотной области, чем звуковые колебания, регистрируемые при анализе артериальных пульсаций давления. Поэтому выделение тонов можно осуществить автоматически путем частотной фильтрации сигналов микрофонного датчика, расположенного под манжетой.

Метод Н.С. Короткова получил широкое распространение в клинической практике и используется при построении мониторов АД. Считается, что этот метод дает погрешность не более 2-3 мм рт.ст. Измерение давления в манжете осуществляется с помощью тензометрического или емкостного датчика давления. Для обнаружения тонов Н.С. Короткова используются миниатюрные пьезомикрофоны, работающие в полосе частот 10...80 Гц. Совместная запись сигналов двух датчиков, регистрирующих давление воздуха в манжете и тоны, показана на рисунке 1.1.

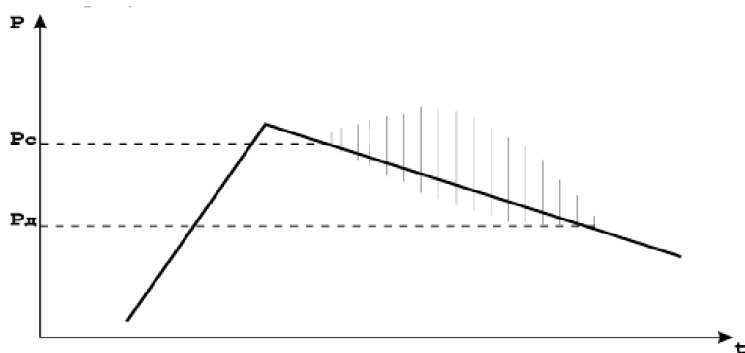


Рисунок 1.1 – Кривая давления воздуха в манжете

Для снижения погрешностей измерений, обусловленных близостью спектров тонов и звуков артериальных пульсаций, попадающих в микрофон, а также для ослабления артефактов движения в мониторах АД используется дифференциальный метод выделения тонов. В нижней части окклюзионной манжеты устанавливается микрофон, состоящий из двух чувствительных элементов А и В (рисунок 1.2).

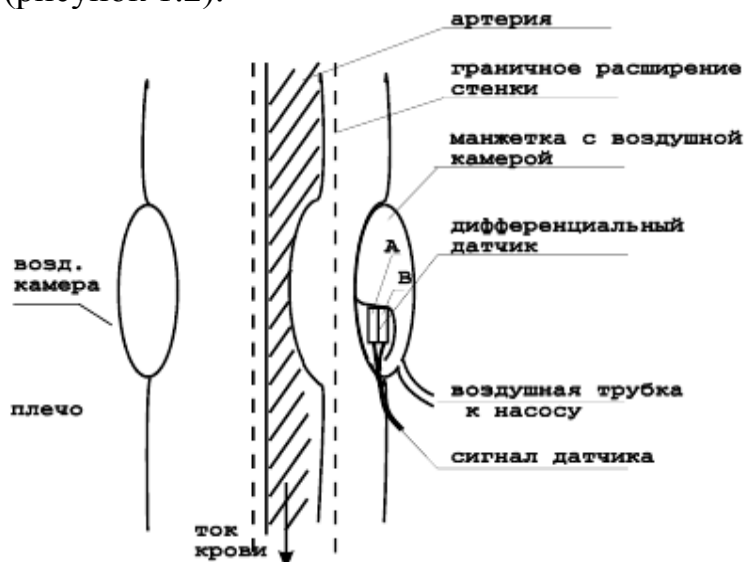


Рисунок 1.2 – Дифференциальный датчик тонов Короткова

При снижении давления в манжете до систолического значения ниже манжеты регистрируются пульсации давления и тоны. Акустические характеристики манжеты таковы, что она плохо передает высокочастотные тоны, поэтому сигналы, регистрируемые микрофоном по каналам А и Б, будут различаться. По каналу А регистрируется весь спектр колебаний, в который входят пульсации давления, тоны, артефакты движения. По каналу Б регистрируются сигналы в диапазоне 0,5...5 Гц, в который попадают только пульсации давления и артефакты движения.

Таким образом, при вычитании сигналов каналов А и Б можно получить точное выделение тонов (рисунок 1.3), что существенно снижает погрешности измерения АД.

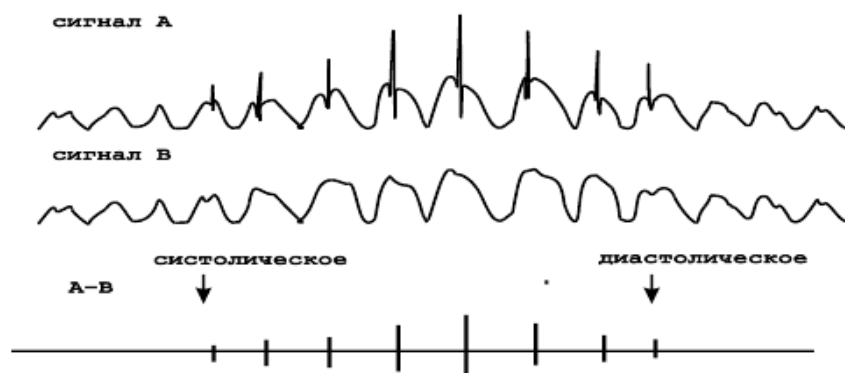


Рисунок 1.3 – Выделение тонов с помощью дифференциального датчика

Пальпаторный метод измерения параметров АД является одним из самых старых методов оценки параметров гемодинамики, применяемых анестезиологами до настоящего времени. Метод основан на использовании окклюзионной манжеты, накладываемой на плечо, создании в ней давления воздуха, сжимающего артерию, и определении значения давления в характерные моменты изменения пульса, контролируемого на дистальном участке артерии (в простейшем случае путем пальпации) при плавной компрессии (декомпрессии) воздуха в манжете.

Обнаружение пульсаций давления крови на дистальном участке артерии может производиться сфигмографическими или плетизмографическими методами. Эти методы основаны на регистрации движения артериальной стенки или изменения объема тканей (например, пальца руки или ноги) при пульсации давления крови. Чаще всего используются три способа измерения артериальной пульсации:

- реографический, основанный на измерении изменений электрического сопротивления переменному току участка тканей, содержащего артериальный сосуд;
- механический, реализуемый с помощью микрофона или датчика давления, накладываемого на пульсирующий участок кожи, например, в локтевой ямке;
- оптический (фотоплетизмографический), реализуемый с помощью фотометрической регистрации изменений оптической плотности тканей с артериальной кровью, например, при просвечивании ногтевой фаланги пальца руки.

Значение давления воздуха в манжете, при котором появляется пульс, принимается за систолическое АД (рисунок 1.4). Определение минимального давления данным способом сопряжено со значительными погрешностями. За критерий равенства давления воздуха в манжете минимальному давлению может быть принято уменьшение амплитуды пульсаций при декомпрессии воздуха. Этот критерий не является достаточно точным и однозначным для автоматического определения параметров АД. Только при реографической записи и ручной расшифровке данных могут быть получены удовлетворительные результаты.

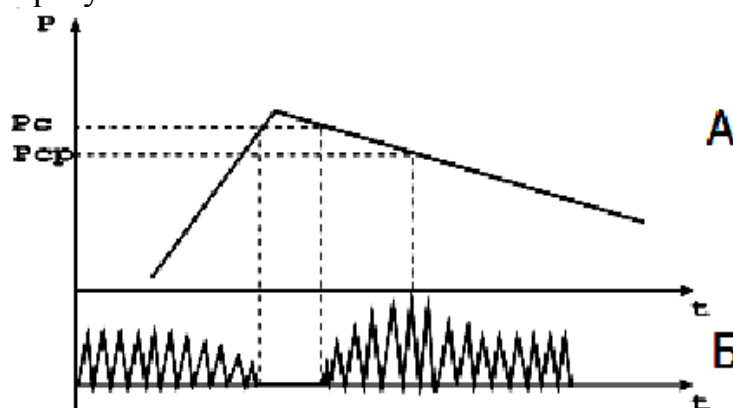


Рисунок 1.4 – Измерение АД пальпаторным методом (А – давление воздуха в манжете, Б – пульсовые колебания в лучевой артерии)

Осциллометрический метод измерения параметров АД связан с анализом пульсаций давления (осцилляций), возникающих в окклюзионной манжете, сжимающей артерию, в режиме компрессии (декомпрессии) воздуха. Для регистрации осцилляций в воздушную магистраль манжеты вводят датчик давления с необходимыми динамическими характеристиками (аналогично датчику прямых инвазивных измерений). Определение параметров АД производится по результатам измерения давления воздуха в манжете, соответствующим характерным изменениям осцилляций воздуха при плавной компрессии (декомпрессии). Определенные изменения осцилляций происходят при равенстве давления воздуха в манжете значениям параметров АД крови. Для выявления изменений осцилляций, соответствующих значениям систолического, среднего, диастолического давления крови анализируют амплитуду и форму осцилляций. Существуют различные методики анализа, используемые при построении автоматических мониторов давления.

Анализируя амплитуды осцилляций во время компрессии (декомпрессии), можно выделить области характерных изменений амплитуд, при которых давление в манжете соответствует искомым параметрам АД. Так, среднее динамическое давление определяется как минимальное давление в манжете, соответствующее максимальной амплитуде осцилляций (рисунок 1.5).

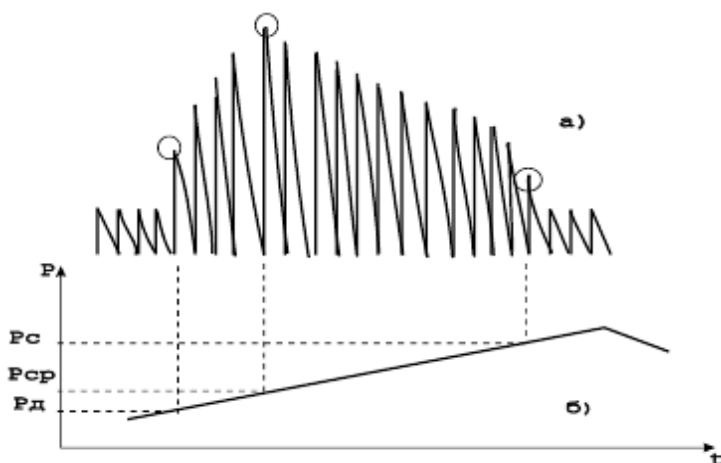


Рисунок 1.5 – Изменение амплитуды осцилляций при компрессии воздуха в манжете

Резкое уменьшение амплитуды осцилляций может быть принято за критерий определения систолического давления. При снижении давления в манжете ниже минимального (диастолического) также можно зафиксировать снижение амплитуды осцилляций, что позволяет фиксировать величину диастолического давления. Однако, многие исследователи отмечают, что изменение амплитуды осцилляций может иметь монотонный характер в области систолического и диастолического значений АД, что вносит значительные ошибки в измерения. Достаточно просто (после фильтрации артефактов и дыхательных волн) определяется максимальная амплитуда осцилляций, соответствующая среднему динамическому давлению.

Измерение этой величины позволяет реализовать относительно простой алгоритм анализа осцилляций для определения параметров АД, основанный на оценке относительной амплитуды осцилляций по сравнению со значением максимума. Снижение амплитуды до уровня 0,4 максимума при компрессии используется для отсчета систолического давления, а уменьшение до уровня 0,6 при декомпрессии – диастолического давления. Коэффициенты уменьшения зависят от значения ЧСС и нуждаются в коррекции при тахикардии и брадикардии.

Порядок выполнения лабораторной работы

1. Измерение АД аускультативным методом:

АД измеряют в плечевой артерии. Наложите на плечо манжету, в локтевом сгибе установите фонендоскоп. С помощью резиновой груши нагнетайте воздух в манжету, повышая в ней давление до исчезновения пульса, то есть до того момента (примерно 170-180 мм рт. ст.), когда давление в манжете превысит давление в плечевой артерии. Затем, открыв винтовой клапан, медленно выпускайте воздух и внимательно выслушивайте звуки в плечевой артерии. В момент, когда давление в манжете станет чуть ниже давления в артерии, небольшая порция крови на высоте систолы преодолевает место сужения и, ударившись о расслабленную стенку сосуда, вызывает ее колебание. В результате вибрации расслабленной артериальной стенки ниже места пережатия появляются кратковременные звуки. Давление воздуха в манжете в момент появления первого звука соответствует систолическому давлению. Тоны вначале слышны слабо, но при дальнейшем медленном снижении давления в манжете они усиливаются, а затем, достигнув максимума, уменьшаются. Когда давление в манжете станет ниже диастолического давления в сосуде, кровь свободно проходит через сосуд, и тоны исчезают. Момент выслушивания последнего тона указывает величину диастолического давления. Не снимая манжеты, но выпустив из неё воздух, измерьте АД два раза с перерывом в несколько минут.

Разность между величинами систолического и диастолического давления составляет пульсовое давление. У здорового человека 20-40 лет в состоянии покоя АД систолическое колеблется в пределах 120-110 мм рт. ст., а диастолическое – 80-70 мм рт. ст., пульсовое давление – 30-40 мм рт. ст. Запишите результаты трехкратного измерения артериального давления методом Короткова в таблицу 1.1. Рассчитайте величину пульсового давления ПД. Найдите среднее арифметическое значение показателей для трех измерений.

Среднее динамическое давление $P_{ср}$ отражает энергию непрерывного движения крови и степень эластичности артериальной стенки.

Для найденных средних арифметических значений СД, ДД и ПД найдите значение $P_{ср}$ формулам:

- Формула Хикэма: $P_{ср} = (ПД/3) + ДД$;
- Формула Вецлера-Богера: $P_{ср} = 0,42СД + 0,58ДД$.

Таблица 1.1. Результаты измерений АД аускультативным методом

Измерение	АД систолическое (СД)	АД диастолическое (ДД)	Пульсовое давление (ПД): СД – ДД
1			
2			
3			
Среднее			
Рср			

2. Измерение АД осциллометрическим методом.

Измерение производится с помощью электронного тонометра. Запишите результаты трехкратного измерения артериального давления осциллометрическим методом в таблицу 1.2. Рассчитайте величину ПД. Найдите среднее арифметическое значение показателей для трех измерений.

Таблица 1.2. Результаты измерений АД осциллометрическим методом

Измерение	АД систолическое (СД)	АД диастолическое (ДД)	Пульсовое давление (ПД): СД – ДД
1			
2			
3			
Среднее			
Рср			

3. Проба с физической нагрузкой.

В течение 30 секунд выполните 15 приседаний. Произведите измерение АД в положении сидя (любым из тонометров) непосредственно после приседаний и в последующем каждую минуту до тех пор, пока АД не восстановится до исходного уровня. В норме после указанной физической нагрузки систолическое давление повышается не более чем на 20 мм рт. ст., а диастолическое – может как повышаться, так и снижаться в пределах 10 мм рт. ст. Восстановление АД до исходного уровня должно происходить в течение 3 мин.

Таблица 1.3. Результаты измерений АД с физической нагрузкой

Измерение	АД систолическое (СД)	АД диастолическое (ДД)	Пульсовое давление (ПД): СД – ДД
После приседаний			
Через 1 минуту			
Через 2 минуты			
Через 3 минуты			
Через 5 минут			

4. Сформулируйте выводы о проделанной работе

Содержание отчета

1. Цель работы.
2. Основные параметры артериального давления.

3. Таблицы, содержащие значения параметров АД, измеренных в процессе выполнения работы.
4. Выводы о полученных результатах.

Библиографический список

1. Калакутский Л.И., Манелис Э.С. Аппаратура и методы клинического мониторинга [Текст], Самара, СГАУ, 1999. – 160 с.
2. Корневский, Н. А. Биотехнические системы медицинского назначения [Текст]: [учеб. для вузов по направлению 200401 "Биотехн. и мед. аппараты и системы"] / Н. А. Корневский, Е. П. Попечителей. - Старый Оскол : ТНТ, 2013. - 685 с.
3. Федотов А.А. Методы и средства клинического мониторинга [Текст], Самара: Изд-во Самар. гос. аэрокосм. ун-та, УМО, 2014. – 236 с.

Лабораторная работа №2. Исследование методик регистрации и первичной обработки электрокардиограммы человека

Цель работы: изучить методики регистрации и первичной обработки электрокардиограммы. Выполнить регистрацию ЭКГ сигнала, а также первичную обработку в среде MATLAB.

Биофизические основы электрокардиографии

Электрокардиографический (ЭКГ) сигнал представляет собой изменение во времени электрического потенциала определенных участков кожи возникающее под действием биоэлектрической активности сердца.

Для описания электрической активности сердца разработана простая модель. В этой модели сердечная мышца заменяется электрическим диполем, а грудная клетка рассматривается как частично проводящая среда. В электрокардиографии векторный дипольный момент называют сердечным вектором, и обозначают M . По ходу сердечного цикла направление и величина M меняются, потому что изменяется электрическое поле сердца.

Потенциалы, генерируемые сердцем, присутствуют в объеме и на поверхности тела. Можно определить разность потенциалов, помещая на поверхности тела электроды и измеряя напряжение между ними. Если два электрода находятся на разных эквипотенциальных линиях, напряжение между ними отлично от нуля. При другом расположении электродов, напряжения между ними будет другим, поэтому для клинической регистрации ЭКГ важно иметь стандартные позиции электродов. Пара электродов, либо эквивалентная комбинация нескольких электродов с помощью резистивной цепи, называется отведением.

Три основных отведения образуют ЭКГ фронтальной плоскости (рисунок 2.1). Они являются комбинациями из трех электродов, один из которых расположен на правой руке (RA, красный), другой на левой руке (LA, желтый), третий – на левой ноге (LL, зеленый). На правую ногу помещается нейтральный электрод (RL), подключенный к схеме активной компенсации синфазной помехи и не участвующий в отведениях. В стандартных отведениях регистрируется разность потенциалов между двумя точками электрического поля. Поэтому стандартные отведения называют еще и двухполюсными.

- I = LA-RA (L-R);
- II = LL-RA (F-R);
- III = LL-LA (F-L)

Векторы отведений образуют во фронтальной плоскости тела треугольник, называемый треугольником Эйнтховена. Если изобразить ЭДС источника (сердца) в виде вектора дипольного момента и расположить его в центре треугольника, а затем спроектировать вектор на каждую из трех сторон треугольника, то проекции вектора воспроизведут разность потенциалов соответствующих отведений.

В клинической записи ЭКГ обычно используют еще три отведения во фронтальной плоскости и шесть отведений в перпендикулярной плоскости.

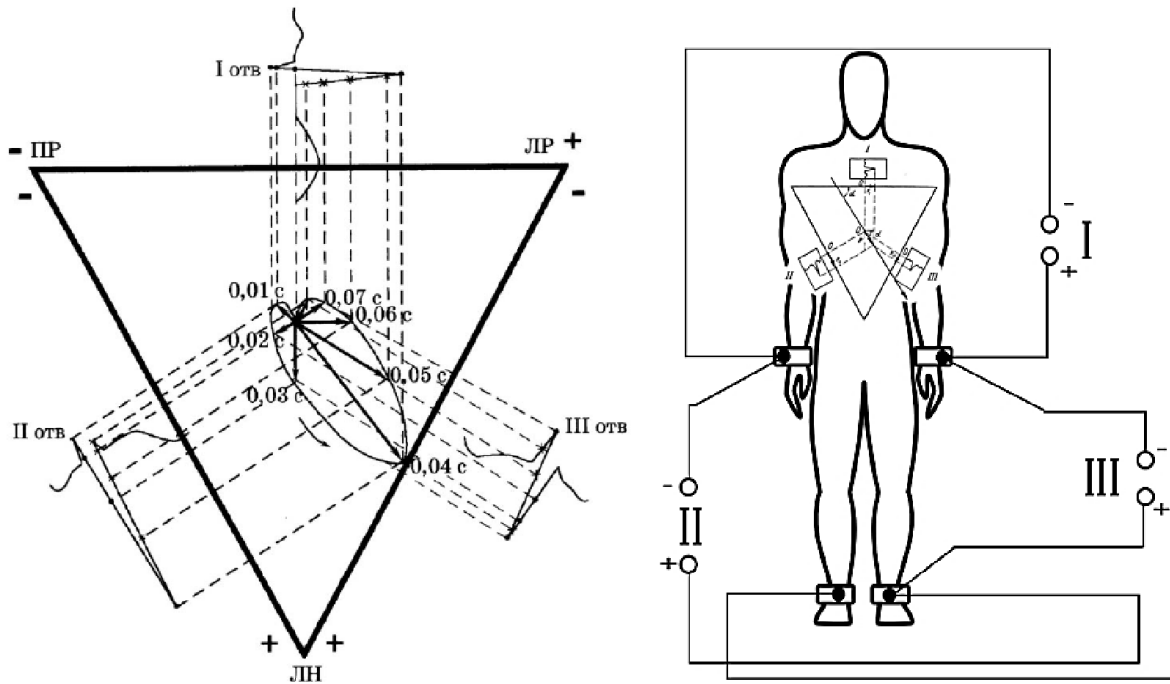


Рисунок 2.1 – Стандартные отведения, треугольник Эйтховена

Усиленные однополюсные отведения (рисунок 2.2) регистрируют разность потенциалов между одной из конечностей, на которой установлен активный положительный электрод данного отведения (правая рука, левая рука, левая нога), и средним потенциалом двух других конечностей. Средний потенциал (отрицательный электрод) образуется при соединении конечностей через дополнительные резисторы одинакового сопротивления. Обозначают усиленные отведения следующим образом: aVR – отведение $R-(L+F)$; aVL – отведение $L-(R+F)$; aVF – отведение $F-(R+L)$.

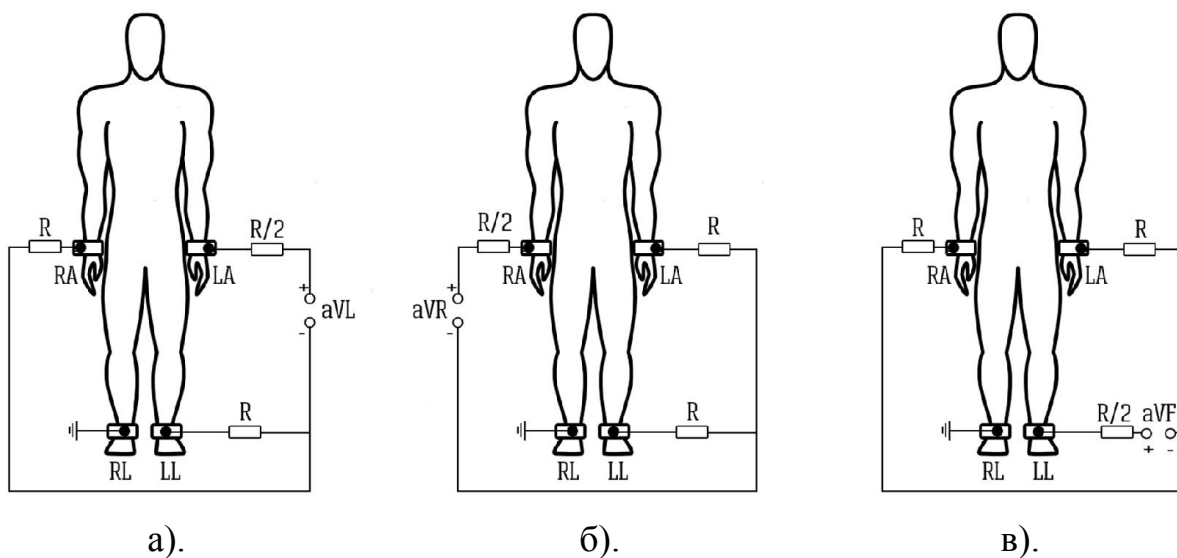


Рисунок 2.2 – Формирование усиленных отведений

Для записи ЭКГ в перпендикулярной плоскости (рисунок 2.3) используются грудные отведения.



Рисунок 2.3 – Изменение результирующего вектора во фронтальной и горизонтальной плоскостях

Места прикрепления регистрирующего электрода на поверхности грудной клетки строго оговорены:

- V1 – в 4-м межреберье у правого края грудины;
- V2 – в 4-м межреберье у левого края грудины;
- V3 – на середине расстояния между V1 и V4;
- V4 – в 5-м межреберье на срединно-ключичной линии;
- V5 – на пересечении горизонтального уровня 5-го межреберья и передней подмышечной линии;
- V6 – на пересечении горизонтального уровня 5-го межреберья и средней подмышечной линии.

Общий вид ЭКГ показан на рисунке 2.4. Нормальная ЭКГ состоит из трех направленных вверх положительных зубцов P, R, T, двух направленных вниз отрицательных зубцов Q, S и нерегулярного положительного зубца U.

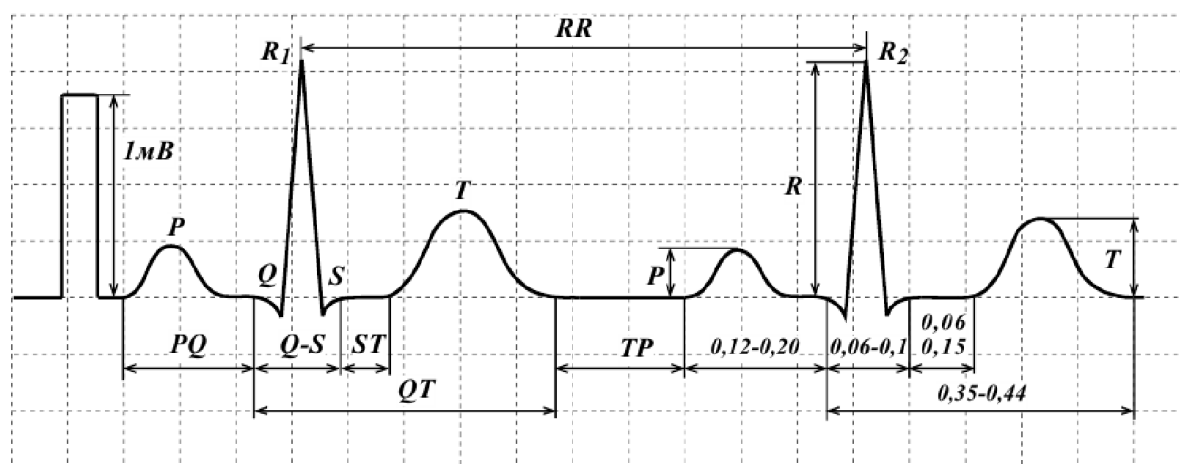


Рисунок 2.4 – Электрокардиограмма

P-зубец: соответствует распространению электрической активности по мускулатуре предсердия, вызывая деполяризацию (сокращение) предсердий. P-зубец представляет собой медленную и низкоамплитудную волну с амплитудой от 100 до 200 мкВ, длительностью примерно 60–80 мс.

QRS-комплекс: соответствует распространению стимулирующей волны с большой скоростью, вызывающей быструю деполяризацию и сокращение желудочков. Максимум QRS-комплекса (R-зубец) часто используется как

опорная точка для систем автоматического анализа сердечного ритма. Длительность QRS-комплекса находится в диапазоне от 70 до 110 мс; амплитуда изменяется от 1 до 3 мВ.

T зубец: соответствует фазе реполяризации (расслаблению) желудочков и представляет собой низкочастотную волны амплитудой от 100 до 300 мкВ и длительностью в диапазоне от 120 до 160 мкс.

ST-сегмент: соответствует фазе нахождения желудочков сердца в состоянии реполяризации и представляет собой изоэлектрический сегмент длительностью 100 – 120 мс.

RR интервал: используется для определения аритмий и вычисления частоты сердечных сокращений, длительность изменяется от 200 мс до 3 с.

PQ и QT-интервалы: также являются индикаторами состояния проводящей системы сердца.

Различают три вида регистрации ЭКС.

Клиническая стандартная регистрация ЭКС: полоса пропускания ЭКС 0,05 – 100 Гц; рекомендуемая частота дискретизации 500 Гц.

Регистрация ЭКС для систем мониторинга сердечного ритма: полоса пропускания ЭКС 0,5 – 50 Гц.

Электрокардиография высокого разрешения: полоса пропускания 0,05 – 500 Гц; рекомендуемая частота дискретизации не менее 1кГц.

Высокочастотные помехи и шумы ЭКС

Фрагмент ЭКС с высокочастотными помехами приведён на рисунке 2.5. Эти помехи могут быть вызваны шумами аналоговых усилителей регистрирующей системы, наводкой от сопутствующего сигнала биоэлектрической активности скелетных мышц, а также искажениями от сетевой наводки и её гармоник, которые ввиду низкочастотного характера самого ЭКС можно рассматривать как часть высокочастотного шума.

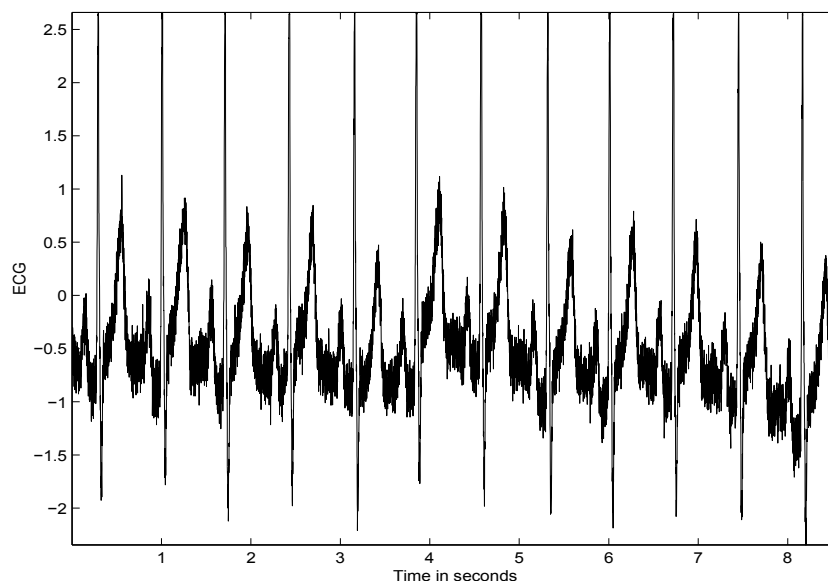


Рисунок 2.5 – ЭКС с высокочастотными помехами [1]

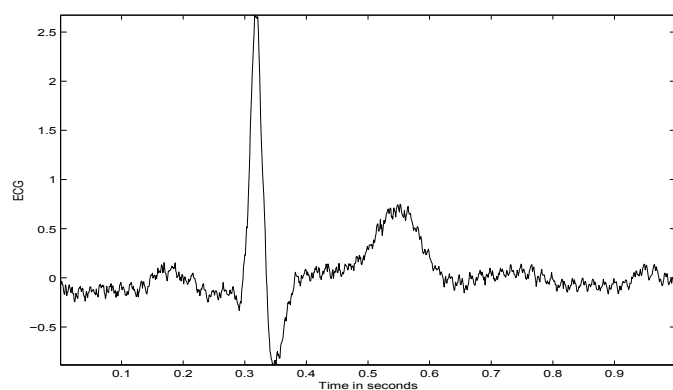


Рисунок 2.6 - Фрагмент ЭКС с сетевой наводкой (60 Гц) [1]

Наиболее часто встречающийся тип периодических артефактов при регистрации ЭКС – это сетевая наводка с частотой 50 или 60 Гц (рисунок 2.6), которая также может включать гармоники от основной частоты. Основная полоса частот ЭКС составляет диапазон от 0,05 Гц до 100 Гц. Простая низкочастотная фильтрация для устранения сетевых наводок не является подходящим решением, так как может привести к сглаживанию QRS-комплексов и оказать влияние на характеристики сегментов PQ и ST, в связи с чем применяются специальные режекторные фильтры.

Двигательные артефакты ЭКС

Низкочастотные артефакты ЭКС или дрейф изолинии (рисунок 2.7) могут быть вызваны кашлем или дыханием, сопровождающимся сильными движениями грудной клетки, или движениями рук или ног при регистрации ЭКС с конечностей. Плохой контакт электродов с кожей, поляризация электродов также могут быть источниками появления низкочастотных артефактов ЭКС. Иногда дрейф изолинии также вызывается изменениями температуры и систематическими погрешностями регистрирующей аппаратуры и усилителей биопотенциалов.

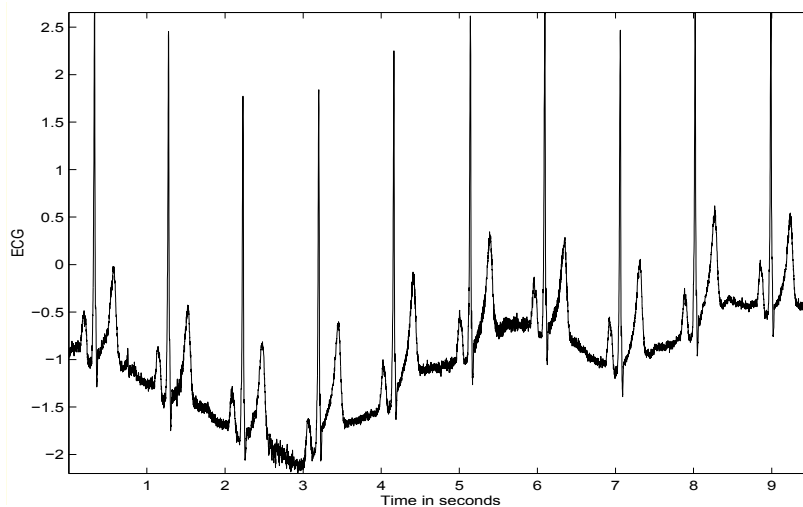


Рисунок 2.7 - ЭКС с низкочастотными артефактами [1]

Из-за наличия дрейфа изолинии анализ положения ST-сегмента относительно изоэлектрического уровня затруднён. Кроме того, при сильном дрейфе изолинии положительные или отрицательные пики ЭКС могут быть искажены усилителями или аналого-цифровым преобразователем.

Интерференция ЭКС плода и ЭКС матери

ЭКС беременной женщины, полученный в абдоминальном отведении, представляет собой комбинацию материнской ЭКС и ЭКС плода (рисунок 2.8). В то время как ЭКС беременной женщины, зарегистрированный в одном из грудных отведений, не содержит сигнала ЭКС плода.

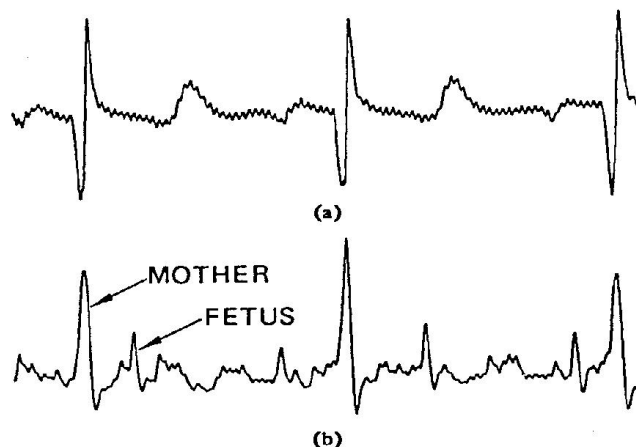


Рисунок 2.8 - ЭКС беременной женщины с грудного отведения (a) и абдоминального отведения (b) [1]

Методы и алгоритмы обнаружения R-зубцов ЭКС.

Активное развитие в последнее время систем мониторинга состояния организма на основе анализа изменчивости параметров сердечного ритма обуславливает необходимость точного детектирования QRS-комплексов ЭКС для минимизации погрешностей измерения длительностей R-R интервалов ЭКС в условиях влияния помех и шумов различной природы возникновения.

В тоже самое время методы и алгоритмы обнаружения QRS-комплексов ЭКС должны быть относительно простыми в реализации для их успешной имплементации в портативные системы мониторинга, характеризующиеся малым энергопотреблением и невысоким быстродействием вычислительных модулей.

В настоящее время существует множество различных алгоритмов детектирования QRS-комплексов ЭКС, основанных на применении первой и второй производной, частотной фильтрации, вейвлет-преобразований, согласованных фильтров, синтаксических алгоритмов, декомпозиции по эмпирическим модам и подходов на основе применения нейронных сетей, а также их различных комбинаций [2].

Первичным этапом в системах обработки ЭКС является применение частотной полосовой фильтрации, обеспечивающей снижение дрейфа изолинии биосигнала, уменьшение влияния артефактов движения и высокочастотных помех. Правильный выбор полосы пропускания частотного фильтра

обеспечивает адекватную селекцию высокочастотного QRS-комплекса ЭКС на фоне присутствия низкочастотных Р и Т зубцов сигнала, низкочастотных шумов и помехи от сетевой линии.

На рисунке 2.9 приведены зависимости изменения спектральной мощности различных компонент ЭКС в нормированных единицах от частоты. Анализ приведённых данных показывает, что выделение QRS-комплекса ЭКС на основе принципа частотной селекции возможно осуществить с высокой эффективностью.

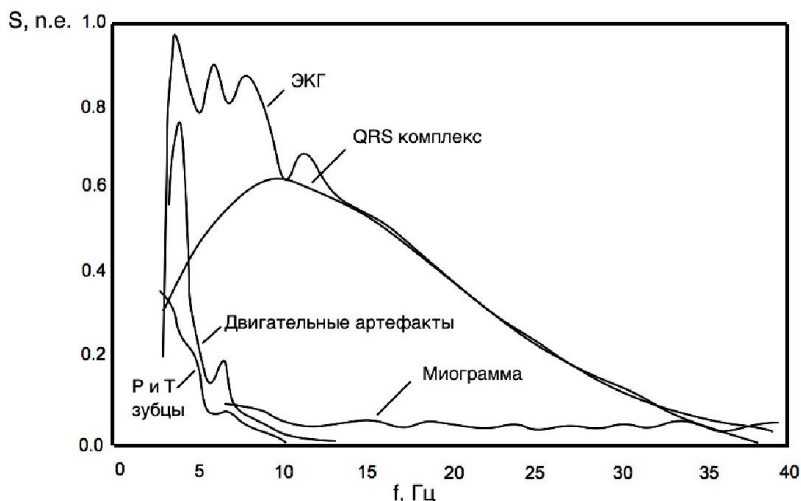


Рисунок 2.9 - Зависимости изменения спектральной мощности различных компонент ЭКС от частоты

Обнаружение R-зубцов ЭКС на основе преобразования Гилберта

Суть преобразования Гилберта заключается в формировании ортогонального дополнения сигнала и получения аналитического сигнала [1]:

$$y(t) = x(t) + jx_H(t)$$

где: $y(t)$ – аналитический сигнал; $x_H(t)$ преобразование Гилберта от исходного сигнала $x(t)$.

Аналитический сигнал — это комплексная функция от времени, имеющая преобразование Фурье, которое обращается в нуль для отрицательных частот. Преобразование Гилберта сигнала определяется как свёртка этого сигнала с величиной $\frac{1}{\pi t}$:

$$x_H(t) = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{x(\tau)}{\pi \cdot (t - \tau)} d\tau$$

Преобразование Фурье от $\frac{1}{\pi t}$ есть $-j \operatorname{sgn}(\omega)$, где:

$$\operatorname{sgn}(\omega) = \begin{cases} -1, & \omega < 0 \\ 0, & \omega = 0 \\ 1, & \omega > 0 \end{cases}$$

Преобразование Гилберта применительно к обработке ЭКС позволит представить биосигнал в виде аналитического сигнала и выделить его огибающую, что улучшает качество детектирования QRS-комплексов. Для получения огибающей аналитического сигнала необходимо вычислить его модуль.

Benitez D. с соавторами разработали эффективный алгоритм обнаружения QRS-комплексов, характеризующаяся высокой чувствительностью обнаружения и малыми ошибками, состоящий из трёх последовательных этапов цифровой обработки ЭКС: полосовая частотная фильтрация, преобразование Гилберта и адаптивный алгоритм обнаружения максимума [3].

В рассматриваемой методике детектирования QRS-комплексов ЭКС последовательно выполняются следующие операции:

- 1) полосовая фильтрация исходного ЭКС;
- 2) вычисление первой производной от выходного сигнала полосового фильтра;
- 3) далее выполняется преобразование Гилберта от сигнала первой производной для получения аналитического сигнала;
- 4) вычисляется модуль аналитического сигнала с целью получения его огибающей;
- 5) результат вычисления модуля аналитического сигнала возводится в квадрат для дополнительного усиления высокоамплитудных компонент, соответствующих QRS-комплексам ЭКС.

На этапе частотной фильтрации ЭКС использовался цифровой фильтр Баттерворта 8-го порядка с коррекцией нелинейности фазовой характеристики, полоса пропускания которого составила диапазон 8 – 20 Гц. Для линейризации фазовой характеристики выходной сигнал фильтра Баттерворта необходимо повторно пропустить через фильтр, но в обратной последовательности следования отсчётов сигнала, при этом порядок фильтра удваивается [1].

На рисунке 2.10 приведены эпюры фрагмента реального ЭКС на различных этапах обработки согласно предлагаемой методике (A1 – исходный ЭКС, A2 – ЭКС после обработки полосовым фильтром, A3 – модуль (огибающая) аналитического сигнала, A4 – квадрат модуля аналитического сигнала).

После прохождения первых двух этапов преобразованный сигнал A4 поступает на вход адаптивной схемы обнаружения максимумов сигнала, временное положение которых соответствует положению опорной точки QRS-комплекса, в качестве которой был выбран R-зубец, как наиболее различимый маркер события. Методика обработки ЭКС полосовым фильтром с линейной фазовой характеристикой с последующим преобразованием Гилберта обеспечивает отсутствие вносимых фазовых искажений и временных задержек.

Суть адаптивного алгоритма обнаружения максимумов заключается в формировании скользящего окна длительностью 2 секунды в пределах которого происходит поиск максимумов, превышающих заданное значение порога Lev . Величина порога определяется отдельно для каждого скользящего окна на основе следующей пороговой функции:

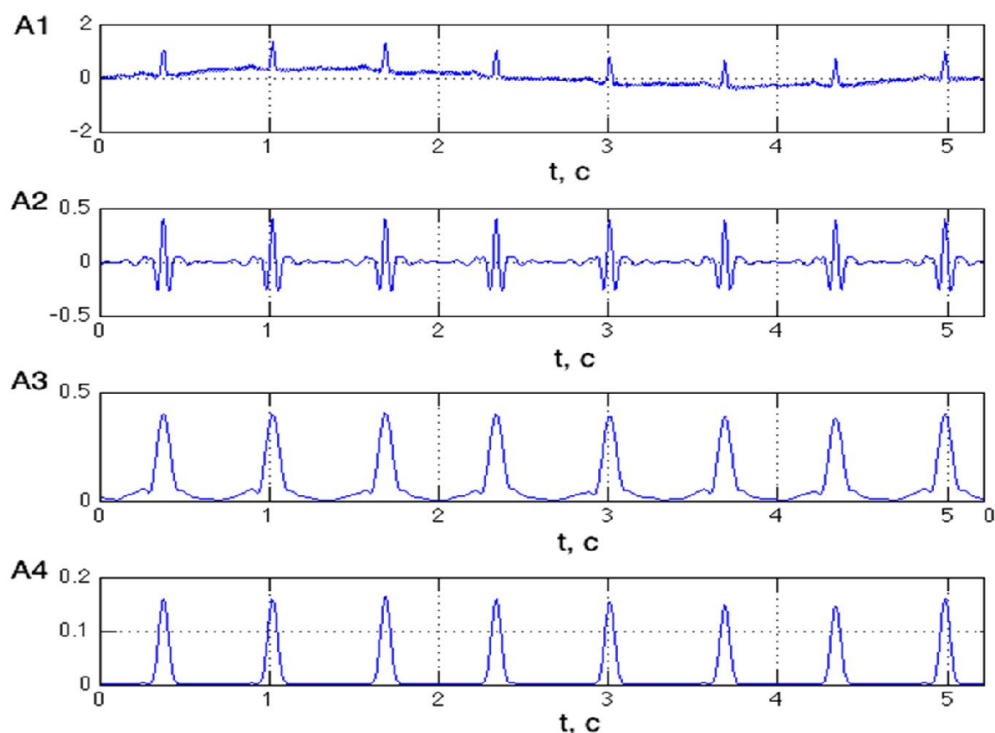


Рисунок 2.10 – Эпюры ЭКС на различных этапах обработки

$$Lev(i) = \begin{cases} 0,4 \cdot Max(i); & \Omega(i) \geq 0,2 \cdot Max(i) \ \& \ Max(i) < 2 \cdot Max(i-1); \\ 0,4 \cdot Max(i-1); & \Omega(i) \geq 0,2 \cdot Max(i) \ \& \ Max(i) \geq 2 \cdot Max(i-1); \\ 1,6 \cdot \Omega(i); & \Omega(i) < 0,2 \cdot Max(i). \end{cases}$$

где $\Omega(i)$ – величина среднеквадратического отклонения значений амплитуды отсчётов сигнала в пределах i -го скользящего окна; $Max(i)$ – максимальное значение амплитуды отсчётов сигнала в пределах текущего i -го скользящего окна; $Max(i-1)$ – максимальное значение амплитуды отсчётов сигнала в пределах предыдущего скользящего окна.

Параметры пороговой функции были выбраны эмпирически в результате проведённых исследований по критерию максимизации правильных обнаружений QRS-комплексов ЭКС и минимизации ложных обнаружений и пропусков.

Детектор максимума производит определение временного положения максимума сигнала на временном интервале поиска при одновременном соблюдении следующих условий:

$$A4(n) > Lev \ \& \ A4(n) > A4(n+1) \ \& \ A4(n) > A4(n-1)$$

На рисунке 2.11 приведены эпюры обработки реального ЭКС с сильно выраженными артефактами движения; (А – фрагмент исходного ЭКС, Б – выходной сигнал полосового фильтра, В – входной сигнал адаптивной схемы обнаружения максимумов с разбиением на скользящие окна, прямой линией показана величина адаптивного порога; крестиками на рисунке показаны обнаруженные R-зубцы ЭКС).

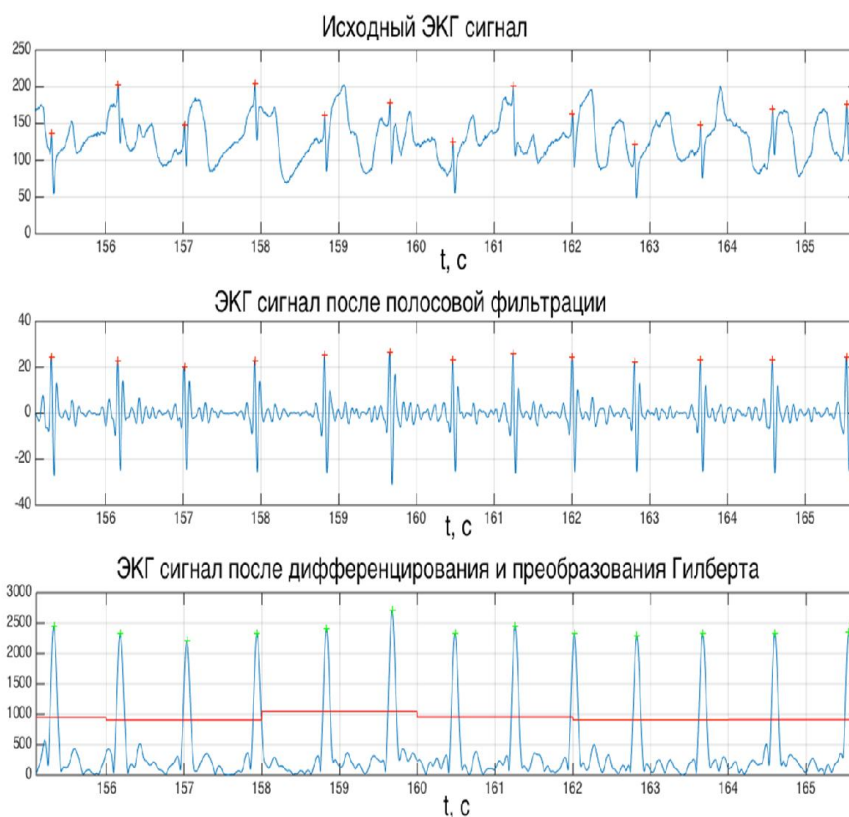


Рисунок 2.11 – Эпюры обработки фрагмента реального ЭКС с сильными артефактами движения

Описание устройства для регистрации ЭКГ

На рисунке 2.12 представлена структурная схема устройства для регистрации ЭКГ, состоящего из двух основных модулей: персонального прибора пациента и мобильного устройства пациента; на рисунке обозначены: ПП ЭКС – первичный преобразователь электрокардиосигнала; ДДА – датчик двигательной активности; МК – микроконтроллер; МБС – модуль беспроводной связи; АБП – аккумуляторный блок питания; МУП – мобильное устройство пациента (смартфон или планшетный компьютер).

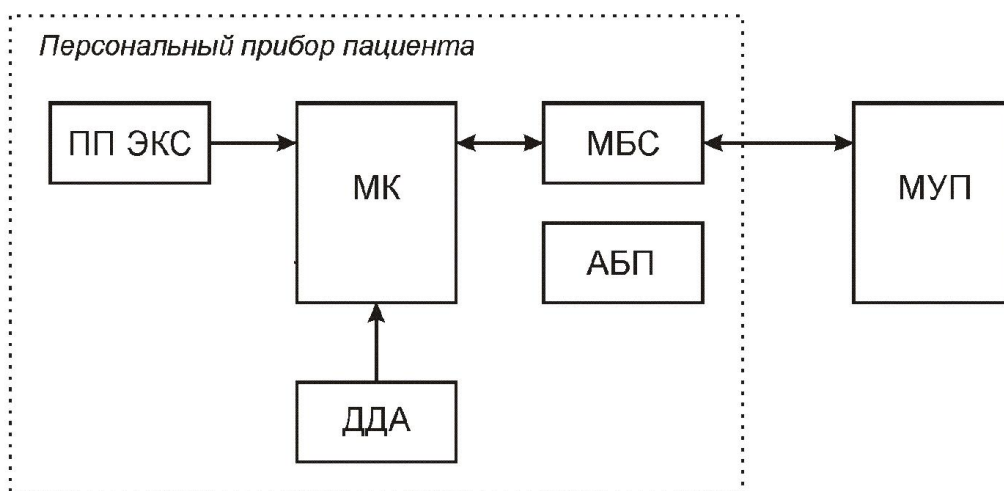


Рисунок 2.12 – Структурная схема устройства для регистрации ЭКГ

Малогобаритные датчики электрокардиосигнала и двигательной активности пациента интегрированы в единый функциональный блок. С помощью модуля беспроводной связи оцифрованные биосигналы передаются на носимое мобильное устройство, где происходит первичная обработка и передача по каналам связи на сервер сбора данных. Персональный прибор пациента снабжается аккумуляторным блоком питания, который может подзаряжаться как от мобильного устройства, так и от внешних сетей питания.

Аппаратным ядром персонального прибора пациента являются измерительные преобразователи биомедицинских сигналов, предназначенные для регистрации физиологических параметров и сигналов и их преобразования в электрический сигнал.

На рисунке 2.13 приведена структурная схема блока ЭКГ.

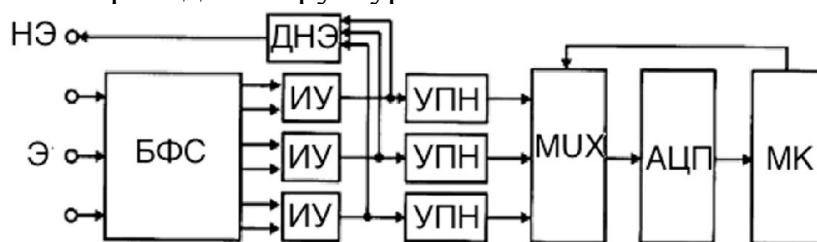


Рисунок 2.13 – Структурная схема ИП биоэлектрической активности сердца

Сигнал биоэлектрической активности сердца поступает с электродов (Э), размещенных на теле пациента, далее через блок формирования сигналов для различных ЭКГ отведений (БФС) сигналы поступают на инструментальные усилители (ИУ), обеспечивающие подавление синфазной составляющей помехи, а также предварительное усиление полезных сигналов.

Синфазная составляющая помехи подаётся на драйвер нейтрального электрода (ДНЭ), и далее в противофазе на нейтральный электрод (НЭ), что позволяет существенно снизить помеху от сети переменного тока. Сигнал с выхода ИУ поступает на усилители переменного напряжения (УПН), где производится усиление ЭКГ сигнала до уровня, необходимого для эффективного аналого-цифрового преобразования, и далее через программно-управляемый мультиплексор (MUX) поступает на блок АЦП и затем в оперативную память микроконтроллера (МК). Передача данных из оперативной памяти микроконтроллера в мобильное устройство пациента осуществляется посредством модуля беспроводной передачи Bluetooth.

Мобильное устройство пациента может выдачей специальных команд прервать передачу потока данных и выключить прибор в любой момент времени.

Для индикации состояния прибора используются светодиоды: HL2 мигает при передаче потока данных через Bluetooth; HL3 светится непрерывно при нормальном напряжении питания и мигает, если заряд аккумулятора недостаточен; HL4 индицирует ошибки передачи данных и потери связи.

На рисунке 2.14 показаны кабель отведений, подключённый к прибору пациента, и одноразовые самоклеющиеся электроды. Конструкция разъёма позволяет осуществить несколько вариантов подключения с различным числом электродов. На фото показан вариант, в котором входные цепи первичных

преобразователей ЭКС и респираторного сигнала объединены между собой в кабельной части разъёма, что позволяет обеспечить регистрацию двух разнородных биосигналов всего с трёх электродов, включая нейтральный.

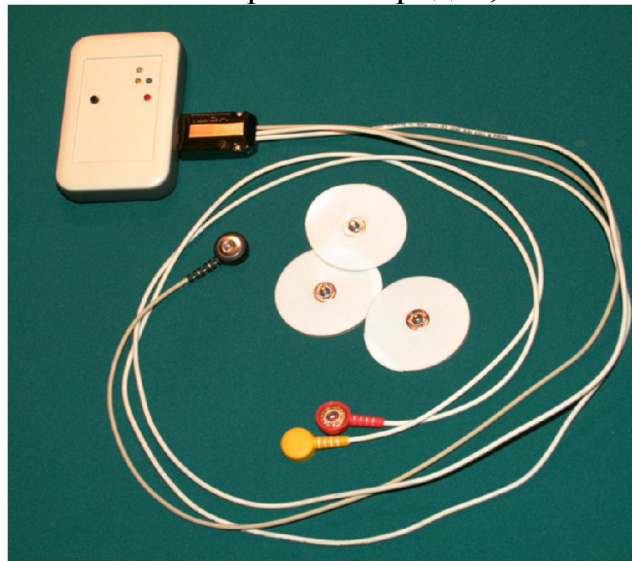


Рисунок 2.14 – Персональный прибор пациента с кабелем отведений

Программное обеспечение для первичной обработки ЭКГ

Запись ЭКГ сигнала осуществляется в текстовом формате ECG.txt. Для дальнейшей обработки сигнала используется программа ECGProc.m, разработанная в среде MATLAB. Обработка сигнала осуществляется согласно алгоритму, описанному в п. 2. В процессе подготовки к отчету студентам следует внимательно изучить все особенности работы программы ECGProc.

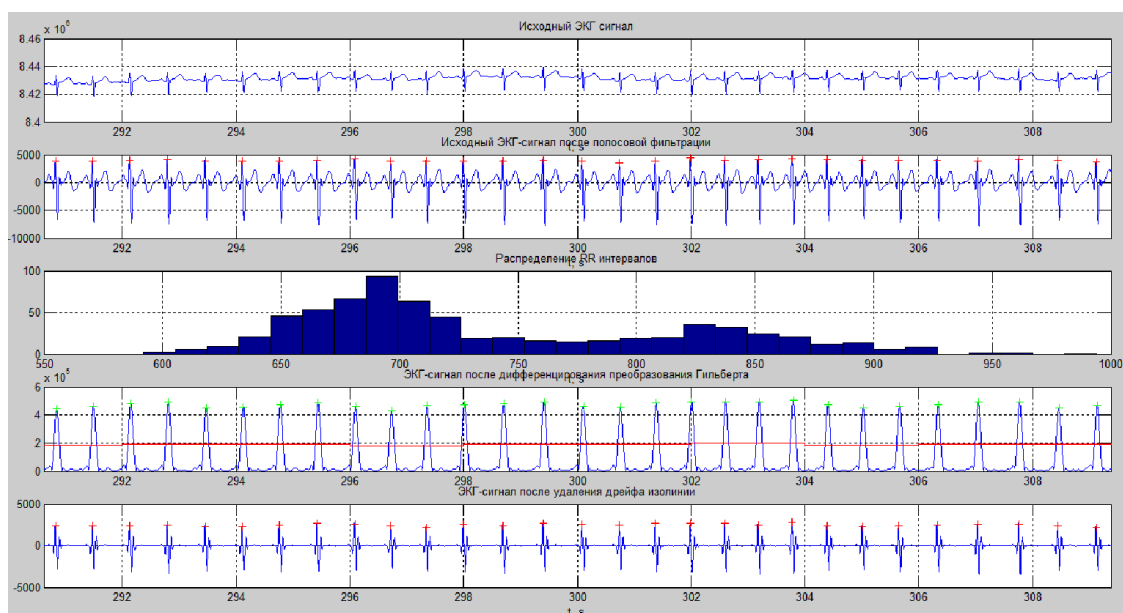


Рисунок 2.15 – Скриншот программы ECGProc

Порядок выполнения работы

1. Подключить электроды для регистрации первого стандартного отведения ЭКГ. Включить персональный прибор пациента.
2. Запустить приложение CardioVT на планшете.
3. Для передачи ЭКГ, активировать беспроводное соединение, нажав кнопку Connect в приложении CardioVT.
4. Выполнить регистрацию стабильного ЭКГ-сигнала в течение 3-5 минут, сохранить полученный файл.
5. Выполнить первичную обработку ЭКГ и обнаружение R – зубца с помощью преобразования Гильберта в среде MATLAB, воспользовавшись файлом ECGProc.m.

Содержание отчета

1. Цель работы.
2. Фрагмент зарегистрированного ЭКГ сигнала
3. Фрагмент ЭКГ сигнала после первичной обработки.
4. Фрагмент ЭКГ сигнала после дифференцирования и преобразования Гильберта.
5. Массив данных с длительностями кардиоинтервалов
6. Выводы о полученных результатах, сопоставление с теорией.

Контрольные вопросы

1. Электрокардиография, методика регистрации, описание отведений
2. Основные компоненты ЭКГ сигнала и их параметры
3. Виды помех, имеющие место при регистрации ЭКГ, природа их возникновения.
4. Опишите метод обнаружения R-зубца на основе преобразования Гильберта
5. Особенности работы программы ECGProc.

Библиографический список

1. Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов: Практический подход / Пер. с англ. под ред. А.П. Немирко. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2007 – 440 с. R.M.
2. Köhler B., Hennig C., Orglmeister R. The principles of QRS software detection // IEEE Engineering in Medicine and Biology. – 2002. – P. 42-57.
3. Benitez D. et al The use of the Hilbert transform in ECG signal analysis // Computers in Biology and Medicine. – 2001. – Vol. 31 – P. 399–406.

Лабораторная работа № 3. Исследование методики пульсовой оксиметрии

Цель работы: изучение основ методики пульсовой оксиметрии, используемой для диагностики состояния человека в медицине критических состояний; исследование методики с применением функциональных проб, изучение структурного построения и схемотехнических особенностей пульсоксиметра «ЭЛОКС-01».

Теоретические основы работы

Обеспечение безопасности пациента в анестезиологии, реаниматологии и интенсивной терапии требует ведения непрерывного наблюдения за основными жизненно важными функциями организма.

Широкое распространение в мировой практике анестезиологического мониторинга получило использование пульсоксиметров – приборов неинвазивного контроля сатурации гемоглобина артериальной крови кислородом и частоты сердечных сокращений, позволяющих оценить деятельность дыхательной и сердечно-сосудистой системы во время наркоза.

Пульсоксиметрия внесена в стандарты интраоперационного мониторинга как обязательная методика при любых видах хирургических вмешательств, что позволило, в последние годы, уменьшить число анестезиологических осложнений.

Использование пульсоксиметров признано обязательным при интенсивной терапии, реанимации, при проведении отдельных видов физиотерапии и диагностических процедур (в частности, при компьютерной томографии, эндоскопии, катетеризации сердца)

Пульсоксиметры привлекают к себе внимание, в первую очередь, удачным сочетанием высокой информативности определяемых показателей, неинвазивности, доступности и простотой использования в клинической практике.

Только в США в конце 90-х годов использовалось более 300000 пульсоксиметров 35 фирм - производителей.

Пульсоксиметр с помощью фотоэлектрического датчика, укрепленного, чаще всего, на пальце руки, позволяет вести непрерывное измерение и индикацию величины насыщения гемоглобина артериальной крови кислородом (сатурация кислорода SpO_2) и частоты сердечных сокращений (ЧСС). Приборы имеют цифровой дисплей для показаний текущих значений SpO_2 и ЧСС, графический дисплей для отображения фотоплетизмограммы периферического пульса для контроля состояния гемодинамики в месте расположения датчика, звуковой индикатор пульса, тревожную сигнализацию при приближении показаний к опасному значению.

Пульсоксиметры обладают высоким быстродействием. Измерение показателей производится непрерывно, что дает возможность отслеживать

резкие изменения SpO_2 и ЧСС, что, в свою очередь, позволяет прогнозировать развитие гипоксических состояний, в том числе, и на ранних стадиях.

Основные принципы пульсовой оксиметрии

Важнейшей функцией легочного газообмена является транспорт кислорода кровью. Кислород, в основном, переносится эритроцитами, находясь в химической связи с гемоглобином. Гемоглобин образует с кислородом непрочное легко диссоциирующее соединение оксигемоглобин.

Связывание кислорода и гемоглобина зависит от напряжения кислорода крови (pO_2), являющегося показателем функции транспорта кислорода.

В клинической практике широко используется другая характеристика оксигенации крови - **степень насыщения гемоглобина артериальной крови кислородом** (сатурация крови кислородом). Определение этого параметра имеет особенности, связанные с тем, что кровь взрослого человека, кроме восстановленного гемоглобина (Hb) и оксигемоглобина (HbO_2), содержит иные формы гемоглобина, не участвующие в транспорте кислорода: метгемоглобин (MetHb) и карбоксигемоглобин (COHb). Исключая патологические состояния, эти фракции оказываются в низких концентрациях в крови: MetHb - 0,2 ... 0,6%, COHb - 0...0,8% (для некурящих).

По методике пульсоксиметрии определяют величину, так называемой, функциональной сатурации крови кислородом:

$$SpO_2_{\text{фун}} = ([HbO_2] / ([HbO_2] + [Hb])) 100 \%,$$

где [...] - концентрация соответствующего вещества.

В данном случае при оценке сатурации не принимаются во внимание фракции гемоглобина не участвующие в транспорте кислорода.

Более точные данные о сатурации крови дают лабораторные методики измерений, определяющие, так называемую, фракционную сатурацию крови кислородом:

$$SaO_{2\text{фр}} = ([HbO_2] / [HbO_2] + [Hb] + [COHb] + [MetHb])) 100\%$$

Окисление гемоглобина определяется напряжением растворенного в крови кислорода и характеризуется кривой диссоциации HbO_2 (рисунок 3.1), представляющей собой зависимость величины насыщения гемоглобина крови кислородом (SaO_2) от pO_2 .

Верхняя часть кривой, соответствующая нормальному насыщению артериальной крови кислородом (>95%), показывает способность гемоглобина связывать большое количество O_2 при значительных колебаниях pO_2 , например, при изменениях парциального давления кислорода во вдыхаемом воздухе, что встречается при ингаляции газовой смесью бедной кислородом.

При $pO_2 < 40$ мм рт.ст. способность гемоглобина связывать O_2 резко падает. В этом случае диссоциация облегчается, что характерно для процессов в тканях организма, активно потребляющих O_2 . В капиллярах это явление усиливается из-за увеличения напряжения CO_2 , что еще более облегчает отдачу O_2 тканям.

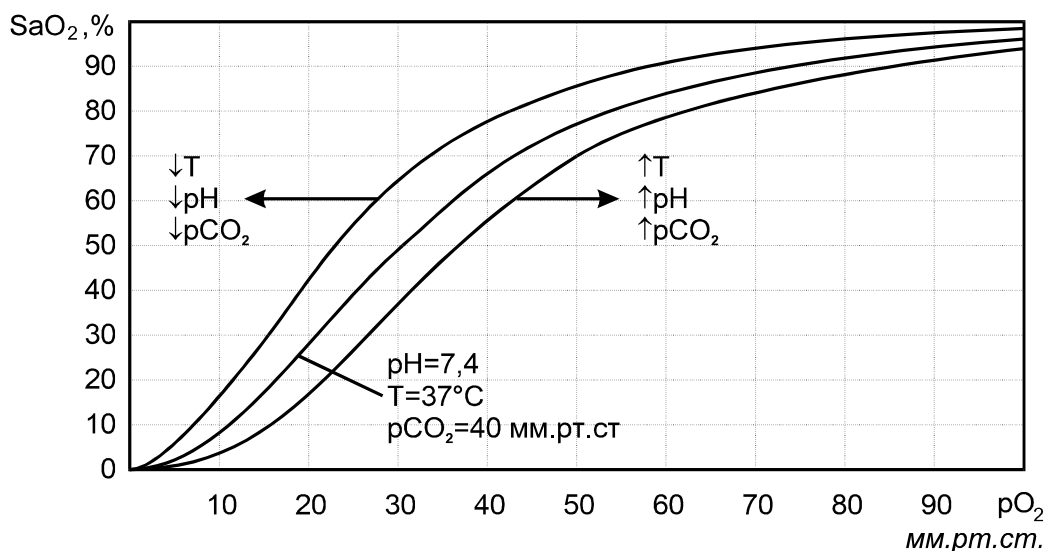


Рисунок 3.1 – Кривая диссоциации Hb - O₂

При мониторинге состояния пациента контроль величины pO_2 , осуществляемый чрескожным полярографическим методом, не получил достаточного распространения из-за сложности метода и высокой стоимости аппаратуры.

В подавляющем большинстве случаев для определения оксигенации крови используется измерение сатурации кислорода, осуществляемое с помощью пульсовой оксиметрии.

Пульсоксиметрия основана на использовании принципов фотоплетизмографии. При фотоплетизмографии участок тканей, в котором исследуется кровоток, например, палец руки (рисунок 3.2), располагают на пути луча света между источником излучения и фотоприемником.

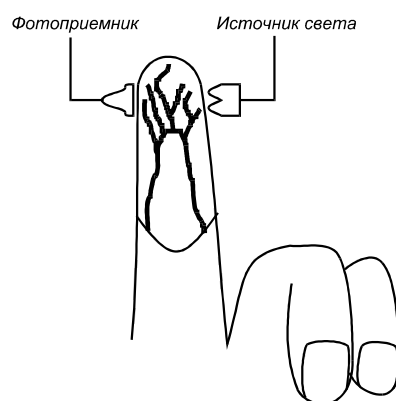


Рисунок 3.2 – Регистрация фотоплетизмограммы

Поскольку поглощение света в тканях пропорционально объему крови, проходящему через освещаемый участок, то, усиливая сигнал с фотоприемника можно зарегистрировать изменения его амплитуды, обусловленные артериальной пульсацией сосудов (рисунок 3.3).

Полученная таким образом фотоплетизмограмма (ФПГ) может быть использована для контроля состояния кровотока в месте расположения датчика. Когда давление крови в артериальном русле повышается и возникает расширение сосудов, амплитуда ФПГ растет, при снижении давления и сужении сосудов амплитуда ФПГ падает.

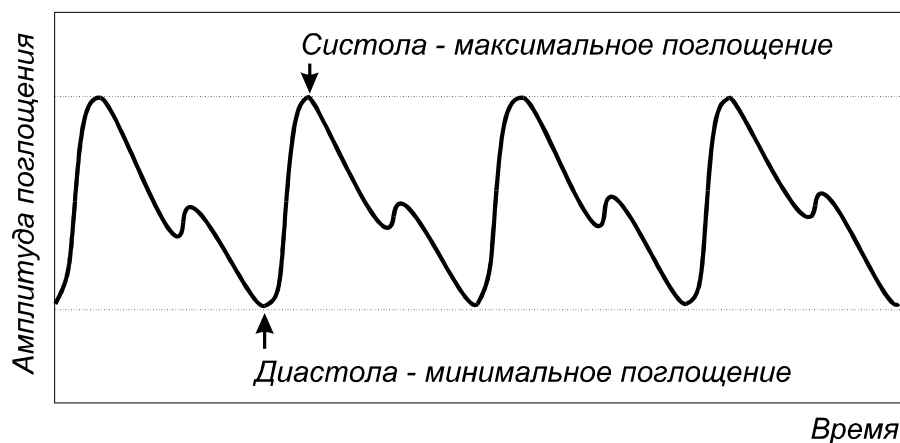


Рисунок 3.3 - Фотоплетизмограмма периферического пульса

Изменения в ФПГ, например, резкое падение амплитуды пульсаций, могут указывать на развитие гемодинамических нарушений и необходимость немедленных действий. Чаще снижение амплитуды ФПГ связано с централизацией кровообращения вследствие спазма периферических артерий.

По методике пульсоксиметрии, из фотоплетизмографического сигнала выделяется момент систолической пульсации. Именно в этот короткий промежуток времени, на вершине систолического выброса удается наиболее точно измерить сатурацию кислорода артериальной крови путем использования двухволновой спектрофотометрии.

Принцип измерения сатурации гемоглобина кислородом основан на различной способности гемоглобина и оксигемоглобина поглощать волны света различной длины при их прохождении через участок ткани с артериальной кровью (рисунок 3.4). В области 660 нм (красный диапазон) поглощение света Hb выше по сравнению с поглощением света HbO₂. В то же время, в области 940 нм (инфракрасный диапазон) поглощение света HbO₂ несколько превосходит поглощение Hb. Сравнивая соотношение поглощения света на двух длинах волн можно получить соотношение HbO₂ и Hb и, на этой основе, оценить величину сатурации.

Для обеих длин волн зависимость поглощения света от времени имеет пульсирующую компоненту, обусловленную изменением объема артериальной крови в "поле зрения" датчика при каждом сердечном сокращении и "постоянную" составляющую (рисунок 3.5).

"Постоянная" составляющая поглощения определяется долей света, поглощаемой в измеряемом пульсовом цикле во время диастолы, и обусловлена оптическими характеристиками венозной и капиллярной крови, костей, кожи и других тканей исследуемого участка.

Для точного измерения сатурации необходимо исключить влияние изменения "постоянной" составляющей поглощения и выделить систолическую составляющую, обусловленную притоком артериальной крови.

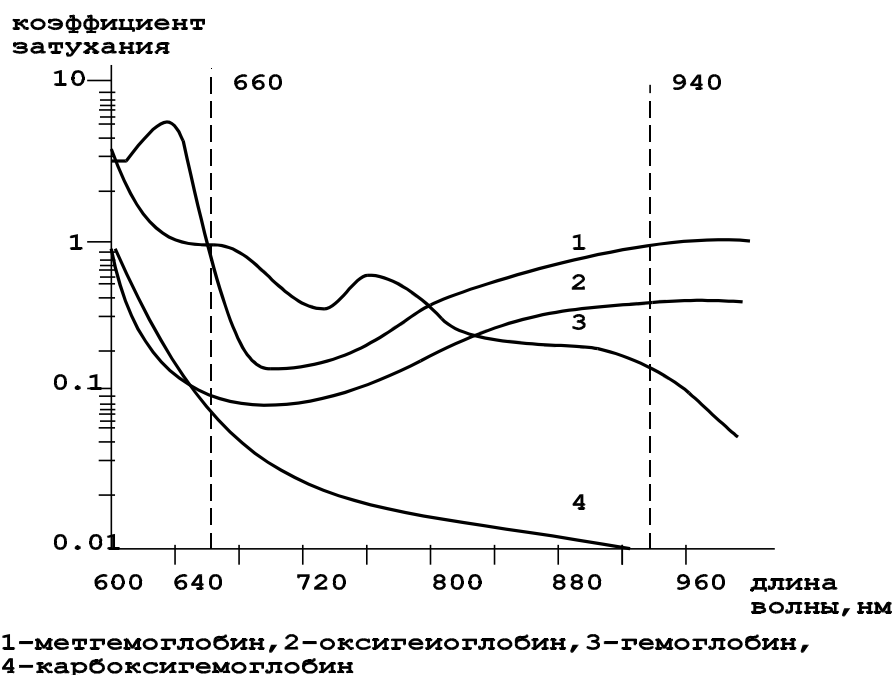


Рисунок 3.4 - Зависимость поглощения света от длины волны излучения

Для получения значений сатурации рассчитывают отношение нормированных величин поглощения света для двух выбранных длин волн:

$$R = (A_{\sim} / A_{=})_{\text{кр}} / (A_{\sim} / A_{=})_{\text{инф}},$$

где A_{\sim} - переменная (систолическая) составляющая поглощения,
 $A_{=}$ - постоянная (диастолическая) составляющая,
индекс $_{\text{кр}}$ относится к абсорбции в красной области спектра,
 $_{\text{инф}}$ - в инфракрасной области спектра.

Этим приемом исключаются ошибки измерения, связанные с различием оптических характеристик неп пульсирующей крови и тканей у различных пациентов или при различном месте закрепления датчика на теле человека.

Величина SpO_2 определяется в пульсоксиметре по значению отношения R в соответствии с тарировочной зависимостью, которая заносится в память прибора при его калибровке по показаниям эталонного прибора, имеющего известные метрологические характеристики.

Пульсоксиметры калибруются по данным функционального насыщения гемоглобина кислородом. Значение функциональной сатурации будет отличаться от, так называемой, фракционной сатурации (% HbO_2 по отношению ко всем возможным фракциям Hb), определяемой лабораторными аналитическими методами в пробах артериальной крови.

Величина фракционной сатурации отражает истинную картину транспорта кислорода. Однако, поскольку в подавляющем большинстве случаев, общий состав дисфункциональных фракций не превышает 1...3%, то путем тарировки показаний пульсоксиметров можно уменьшить погрешность определения сатурации до необходимого для клинической практики уровня. При резком увеличении доли дисфункциональных фракций Hb , характерном для отдельных

патологических состояний, например, при отравлении CO, показания пульсоксиметра не совпадают с фракционной сатурацией.

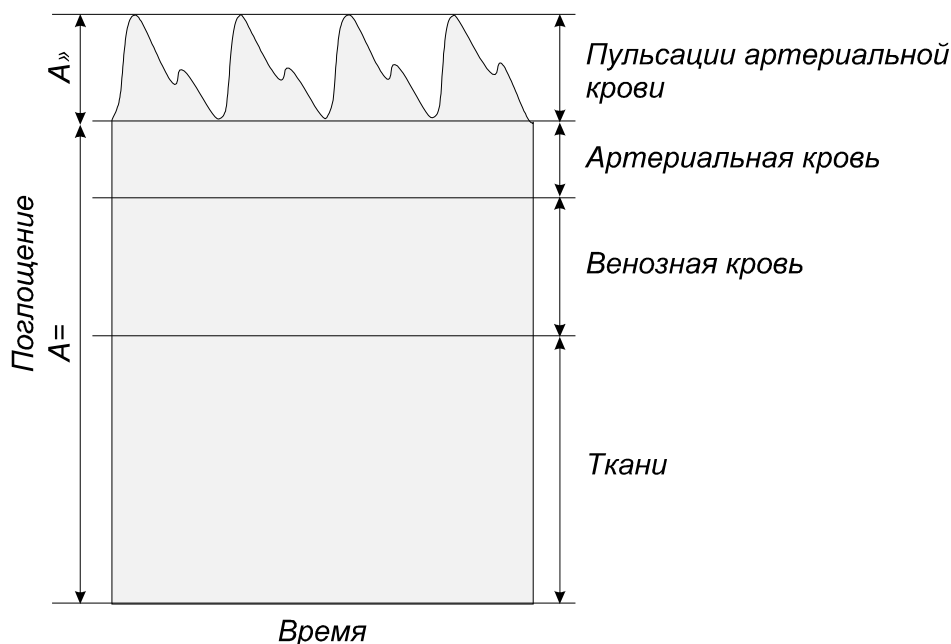


Рисунок 3.5 – Компоненты поглощения света

Особенности построения пульсоксиметров

Датчик пульсоксиметра содержит два светоизлучающих диода, размещенные в одном миниатюрном корпусе и работающие - один в "красной", другой в "инфракрасной" области спектра, а также широкополосный фотоприемник (рисунок 3.6). Конструктивно датчик выполнен так, что излучатели и фотоприемник располагаются на поверхности тела человека таким образом, чтобы на фотоприемник поступал свет излучателей, ослабленный участком живой ткани (рисунок 3.7). Чаще всего датчик надевается на кончик пальца, закрепляется на мочке уха, переносице; у детей датчик часто закрепляется на стопе в области большого пальца или пятки.

Излучатели датчика включаются поочередно, т.е. коммутируются с высокой частотой, что позволяет использовать для регистрации излучения один коммутируемый фотоприемник, а также ослабить действие фоновых засветок. Фотоприемник преобразует интенсивность ослабленного тканями "красного" и "инфракрасного" излучения в электрические сигналы, поступающие после усиления и обработки в микропроцессорный вычислитель прибора.

Программное обеспечение вычислителя пульсоксиметра содержит быстрый помехоустойчивый алгоритм выделения пульсовой волны, основанный на корреляционной обработке сигналов, а также реализует вычисление SpO₂ и ЧСС. Алгоритм обеспечивает устойчивость показаний при артефактах движения и быстрое установление показаний прибора.

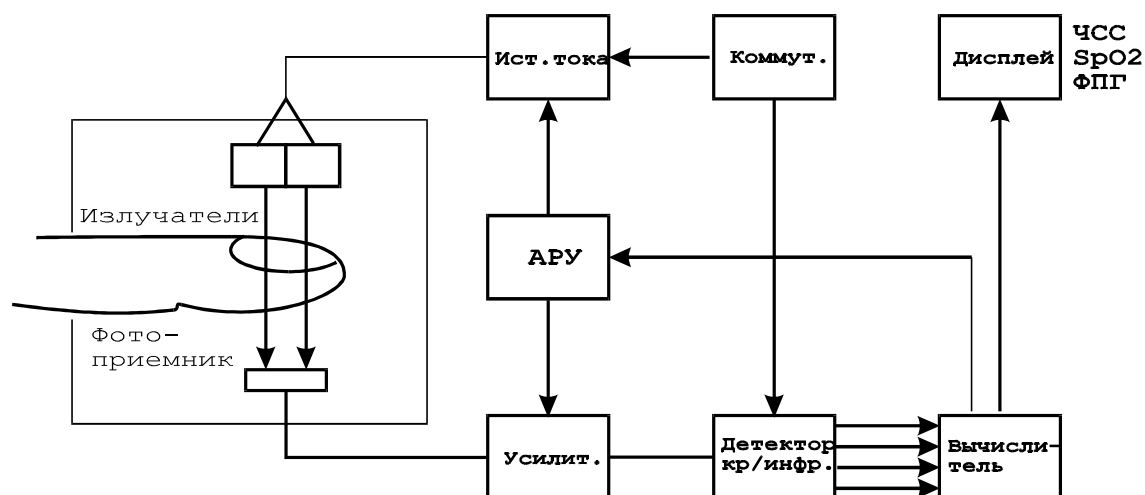


Рисунок 3.6 - Функциональная схема пульсоксиметра

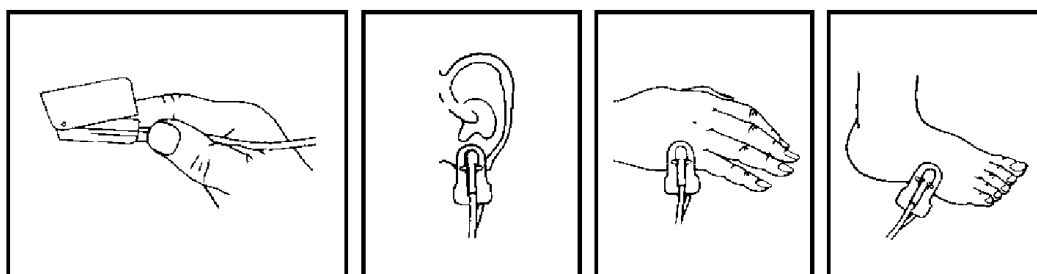


Рисунок 3.7 - Закрепление датчиков пульсоксиметра

Требования быстродействия измерений сатурации связаны с тем, что на определенных стадиях ведения наркоза, например, интубации, возможно быстрое развитие эпизодов гипоксемии, которые могут привести к гипоксическим состояниям, чреватые серьезными послеоперационными осложнениями. Реальным требованием анестезиологической практики является длительность процесса измерения и оценки сатурации, составляющая не более 6...10 с.

Пульсоксиметры позволяют производить накопление измеряемых данных длительностью до 8 часов. Результаты измерений за требуемый промежуток времени могут быть распечатаны на стандартном принтере.

В пульсоксиметрах имеется возможность установки порогов срабатывания тревожной сигнализации при снижении значений SpO_2 и ЧСС ниже установленного уровня.

Способы отображения информации, используемые в пульсоксиметрах, дают наглядное представление об измеряемых показателях. Вычисленные значения сатурации крови кислородом и ЧСС отображаются в виде соответствующих цифровых значений на дисплее прибора. 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 автоматически масштабируется таким образом, чтобы размах ФПГ занимал большую часть экрана. При этом в приборах вводится специальный масштабный индикатор амплитуды пульсаций, позволяющий судить об абсолютном значении артериальных пульсаций, что очень важно при проведении реанимационных процедур.

Амплитуда артериального пульсового выброса, определяемая в месте расположения датчика прибора, отображается высотой засветки такого индикатора. Низкий уровень, зафиксированный индикатором (в пределах его основания), свидетельствует о значительном снижении кровотока, что может быть вызвано нарушениями центральной гемодинамики, периферическим ангиоспазмом или другими причинами. При улучшении гемодинамики индикатор увеличивает свои показания (в пределах средней или верхней части).

При нарушениях периферического кровотока, эпизодах гипотонии пульсовая составляющая ФПГ может оказаться недостаточной для выделения артериальной волны и определения сатурации. Для распознавания подобных случаев в пульсоксиметрах используются встроенные тест-системы. В случаях, когда измерение не возможно прибор выдает предупреждение "нет пульса".

В случае, когда по каким-либо причинам датчик прибора оказался не зафиксированным на пациенте (например, сдвинулся с пальца при движении руки пациента), прибор выдает предупреждение "нет пациента".

Пульсоксиметр "ЭЛОКС - 01"

Пульсоксиметр "ЭЛОКС-01" обеспечивает непрерывное определение и цифровую индикацию значения степени насыщения гемоглобина крови кислородом (SpO_2) и значения частоты сердечных сокращений (ЧСС), сигнализацию выхода текущих значений за установленные пределы, а также отображение на дисплее фотоплетизмограммы. Прибор позволяет подключать принтер для печати трендов по SpO_2 и ЧСС, а также фотоплетизмограммы.

Технические данные прибора

Диапазон показаний по каналу SpO_2 , %	0 .. 99
Отклонение показаний канала SpO_2 , не более, %	
- в диапазоне 80 .. 99 %	± 2
- в диапазоне 50 .. 79 %	± 3
- в диапазоне 0 .. 49 %	не нормируется
Диапазон определения ЧСС, уд/мин	30 .. 250
Отклонение ЧСС, не более, уд/мин	
- в диапазоне 30 .. 99 уд/мин	± 2
- в диапазоне 100 .. 250 уд/мин	± 3
Время установления показаний по каналам SpO_2 и ЧСС, не более, с	10
Диапазон установки значений порога сигнализации по SpO_2 , %	50..95
Диапазон установки значений порогов сигнализации по ЧСС, уд/мин	30 .. 250
Минимальная относительная амплитуда пульсовой волны, при которой обеспечивается нормальное функционирование прибора	0,005
Время непрерывной работы, час	24

Время установления рабочего режима после включения прибора, не более, с	20
Питание прибора осуществляется от сети переменного тока 220В, 50Гц	
Габаритные размеры прибора, мм.....	145x270x60
Потребляемая мощность, не более, ВА	10

Структурная схема прибора "ЭЛОКС - 01" приведена на рисунке 3.8.

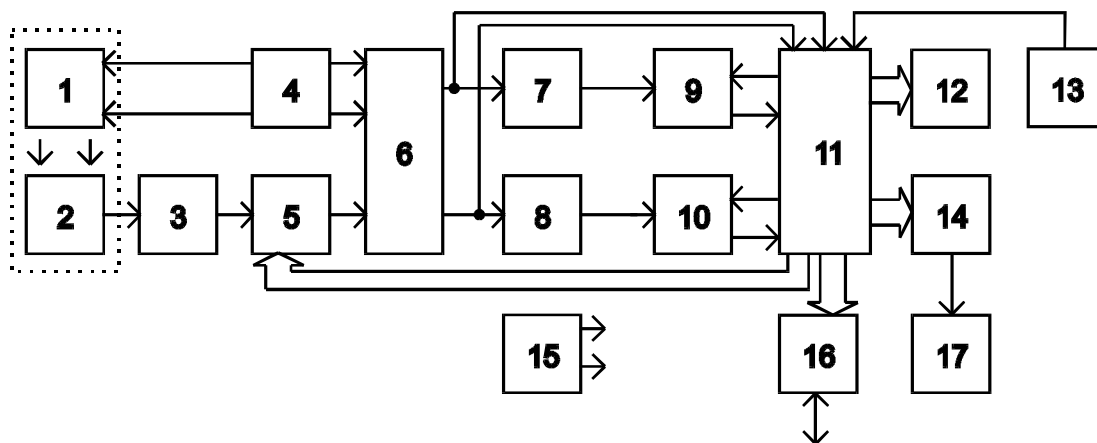


Рисунок 3.8 - Структурная схема пульсоксиметра "ЭЛОКС-01"

Излучатель 1 датчика содержит два излучающих диода красного и инфракрасного диапазона, поочередно питаемых импульсами тока, которые формируются в устройстве синхронизации 4. Прошедшее сквозь биологические ткани излучение поступает на фотоприемник 2 датчика. Полученный фототок усиливается предварительным усилителем 3 и регулируемым усилителем 5, коэффициент усиления которого устанавливается микропроцессорным устройством. Усиленный импульсный сигнал поступает на синхронный демодулятор 6, где происходит определение амплитуды импульсов отдельно красного и инфракрасного каналов. Полученные напряжения, пропорциональные коэффициенту пропускания биологических тканей на соответствующих длинах волн, поступают на АЦП микроконтроллера 11, а также на фильтры верхних частот 7, 8. С выхода фильтров пульсирующая составляющая напряжения, пропорциональная пульсовой волне, через регулируемые усилители 9, 10 поступает на АЦП микроконтроллера 11. После преобразования в цифровую форму микроконтроллер 11 обрабатывает полученные данные и выдает результаты на цифровой индикатор 17 через контроллер 14, на графический жидкокристаллический дисплей со встроенным контроллером 12, а также на порт RS-232C 16. К микроконтроллеру 11 подключена клавиатура 13. Источник питания 15 обеспечивает все напряжения, необходимые для питания узлов пульсоксиметра.

Электронные узлы пульсоксиметра конструктивно размещены на четырех платах: плате преобразователя сигнала датчика, аналоговой плате, цифровой плате и плате индикации.

Электрические принципиальные схемы соответствующих узлов приведены в Приложении.

Преобразователь сигнала датчика (Приложение 1) построен на операционном усилителе (ОУ) DA1 и предназначен для преобразования фототока фотоприемника, подключаемого через разъем XS1, в напряжение (OUT-D), пропорциональное фототоку (IF). Это напряжение, через разъем X1, поступает на аналоговую часть пульсоксиметра (Приложение 2). В свою очередь, с аналоговой платы на плату преобразователя сигнала датчика через X1 поступают сигналы управления светодиодами датчика IRED-D и RED-D, а также требуемые напряжения питания.

Аналоговая часть пульсоксиметра включает в себя усилители тока светодиодов датчика VT1 и VT2, регулируемый усилитель напряжения на ОУ DA2 и цифровом потенциометре DD2, усилитель переменного напряжения на ОУ DA3, синхронный детектор на мультиплексоре DD3, повторители напряжения DA4.1 и DA4.2, усилители переменного напряжения с бланкированием на ОУ DA5.1, DA5.2 и мультиплексоре DD5, регулируемые усилители на ОУ DA6.1 и DA6.2 и сдвоенном цифровом потенциометре DD4, имитатор датчика пульсоксиметра на DD1, стабилизаторы напряжения DA7-DA9.

Усилители тока VT1 и VT2 формируют необходимые токи светодиодов красного и инфракрасного диапазонов датчика. Форма тока определяется управляющими сигналами IR и R, поступающими с цифровой части пульсоксиметра через разъем X7.

Сигнал OUT-D с выхода преобразователя сигнала датчика поступает на вход регулируемого усилителя DA2, основное назначение которого заключается в согласовании динамического диапазона аналогового тракта обработки сигнала с динамическим диапазоном фототока, выдаваемого датчиком, который, в свою очередь, определяется индивидуальными особенностями оптических свойств тканей пациента. Коэффициент передачи регулируемого усилителя DA2 определяется значением сопротивления DD2 и задается в соответствии с алгоритмом работы прибора посредством передачи управляющих кодов с цифровой платы (Приложение 3). С выхода регулируемого усилителя DA2 сигнал поступает на усилитель переменного напряжения DA3 и, далее, на синхронный детектор DD3. На выходе синхронного детектора формируются постоянные и переменные составляющие напряжений, соответствующие уровню поглощения в красном и инфракрасном диапазонах. Постоянные составляющие, через повторители напряжения DA4.1, DA4.2 и разъем X7 поступают на цифровую часть прибора. Переменные составляющие поступают на усилители переменного напряжения DA5.1 и DA5.2, где дополнительно усиливаются, и далее на регулируемые усилители DA6.1, DA6.2. Работа регулируемых усилителей DA6.1 и DA6.2 аналогична работе усилителя DA2. Регулируемые усилители DA6.1 и DA6.2 обеспечивают согласование динамического диапазона переменных составляющих напряжений с динамическим диапазоном аналого-цифрового преобразователя (АЦП) микроконтроллера, размещенного на цифровой плате. Установка коэффициента усиления DA6.1 и DA6.2 осуществляется в соответствии с алгоритмом работы прибора. С выходов DA6.1

и DA6.2 переменные составляющие напряжений через разъем X7 поступают на цифровую часть прибора для дальнейшей обработки.

Имитатор датчика пульсоксиметра построен на триггере Шмидта DD1. Имитатор формирует сигнал, подобный сигналу с датчика пульсоксиметра, и позволяет проверить работоспособность аналогового тракта пульсоксиметра. Управление работой имитатора осуществляется сигналами PBO и A0, поступающими с цифровой платы.

Цифровая часть прибора (Приложение 3) содержит микроконтроллер DD1, регистр кода семисегментных светодиодных индикаторов DD2, регистр управления знакоместом семисегментных светодиодных индикаторов DD3, формирователь сигналов управления светодиодами датчика, построенный на микросхемах DD4, DD6, DD7, микросхему флэш-памяти DD5, устройство гальванической развязки U1, U2, многофункциональный источник питания на микросхемах DA1-DA7.

Микроконтроллер DD1 осуществляет управление прибором по заданной программе, вычисление степени насыщения гемоглобина артериальной крови кислородом (SpO₂) и частоты сердечных сокращений (ЧСС), а также, формирует все необходимые сигналы для устройства отображения, звуковой сигнализации, формирователя сигналов управления светодиодами датчика, интерфейса RS-232C.

Флэш-память DD5 предназначена для хранения трендов SpO₂ и ЧСС. Запись и чтение значений SpO₂ и ЧСС осуществляется по последовательному интерфейсу SPI в соответствии с программой микроконтроллера DD5. Записанные данные можно передать для дальнейшего анализа в персональный компьютер через устройство гальванической развязки U1, U2 в стандарте RS-232C. Использование гальванической развязки позволяет согласовать уровни напряжений микроконтроллера и стандарта RS-232C, а также обеспечивает необходимую электробезопасность пациента.

Формирователь сигналов управления светодиодами датчика DD4, DD6, DD7 обеспечивает требуемую последовательность сигналов для управления светодиодами датчика и синхронным детектором. Запуск формирователя осуществляется от сигнала FRAD, поступающего с микроконтроллера DD1.

В регистре кода семисегментных светодиодных индикаторов DD2 поочередно размещаются значения SpO₂ и ЧСС, которые через разъем X6 поступают на плату индикации (Приложение 4). Включение того или иного индикатора определяется кодом, содержащимся в регистре управления знакоместом семисегментных светодиодных индикаторов DD3. В зависимости от варианта исполнения к цифровой плате, через разъем X4, может быть подключен графический жидкокристаллический индикатор (ЖКИ). Сигналы управления ЖКИ формируются непосредственно микроконтроллером DD1.

Основой конструкции пульсоксиметра является пластмассовый корпус, состоящий из верхней и нижней крышек, а также передней и задней панелей.

Элементы 3..10 структурной схемы размещены на плате аналоговых устройств; микропроцессорное устройство и источник питания - на плате

цифровой обработки (элементы 11, 14..16); цифровой индикатор и клавиатура - на плате индикации.

Плата цифровой обработки, с установленной на ней плате аналоговых устройств, крепится к нижней крышке, плата индикации и жидкокристаллический дисплей установлены вертикально на передней панели.

На задней поверхности корпуса пульсоксиметра расположен разъем для подключения компьютера и ввод сетевого провода.

Плата цифровой обработки и плата аналоговых устройств крепятся соответственно к нижней и верхней крышкам, а плата индикации установлена вертикально на передней панели.

На передней панели прибора расположены (рисунок 3.9):

- гнездо разъема 1 для подключения датчика;
- сетевой выключатель;
- графический жидкокристаллический дисплей;
- транспарант “ТРЕВОГА”, индицирующий срабатывание сигнализации;
- цифровой светодиодный дисплей ;
- блок кнопок управления, содержащий кнопку отключения сигнализации "⌘", кнопку включения режима печати "☰", а также кнопки установки режимов работы и порогов сигнализации "↻", "↓", "↑".

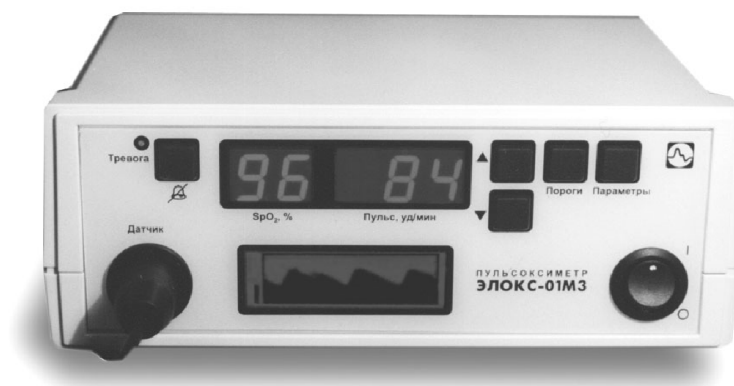
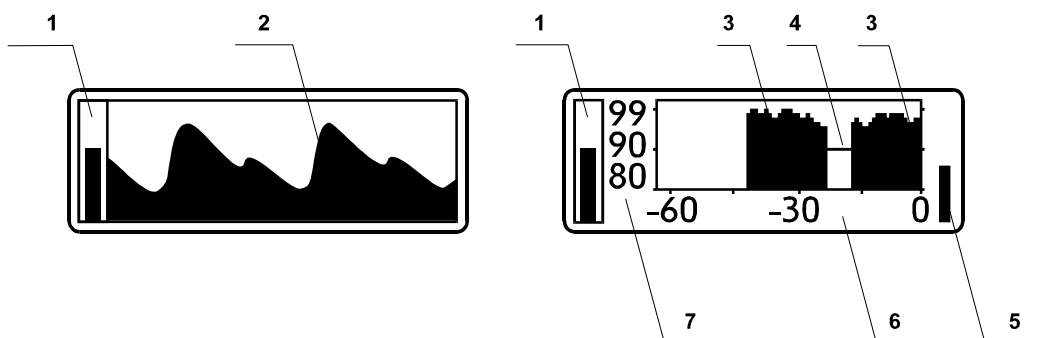


Рисунок 3.9- Внешний вид пульсоксиметра "ЭЛОКС-01"

На жидкокристаллическом дисплее, в зависимости от выбранного режима, может отображаться либо фотоплетизмограмма, либо график изменения (тренд) степени насыщения гемоглобина кислородом за предшествующие 20 минут, 60 минут, 4 часа или 8 часов (рисунок 3.10).

На задней поверхности корпуса прибора расположены гнездо для подключения внешнего регистратора, разъем для подключения принтера и ввод сетевого провода.



Режим отображения фотоплетизмограммы

Режим отображения тренда

- | | |
|---|---|
| <ol style="list-style-type: none"> 1. Индикатор амплитуды пульсовой волны. 2. Графическое изображение фотоплетизмограммы. 3. Тренд степени насыщения гемоглобина кислородом. 4. Отметка "нет данных". | <ol style="list-style-type: none"> 5. Индикатор артериальных пульсаций 6. Координатная ось времени 7. Координатная ось SpO₂ |
|---|---|

Рисунок 3.10 - Информация, отображаемая на дисплее прибора "ЭЛОКС-01"

Датчик пальцевого типа (рисунок 3.11) представляет собой зажим, состоящий из двух элементов 1 и 2, скрепленных осью 3, фиксируемый на пальце пружиной 4. В элементе 1 установлены излучатели, а в элементе 2 - фотоприемник, снабженный выпуклой линзой. Датчик подключается к прибору с помощью кабеля 6 с разъемом 5.

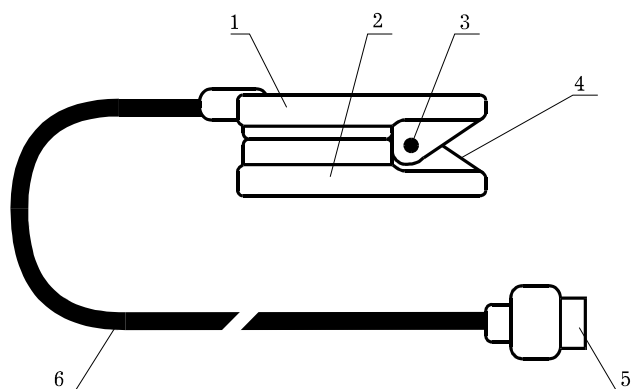


Рисунок 3.11 - Датчик прибора "ЭЛОКС-01"

Порядок выполнения работы

Исследование метода пульсовой оксиметрии с использованием прибора «ЭЛОКС-01»

1. Ознакомиться с руководством по эксплуатации прибора «ЭЛОКС-01».
2. Включить прибор.

Изучить реакции диагностических показателей на функциональные пробы:

- а) глубокий вдох, выдох, максимальная задержка дыхания;
- б) физическая нагрузка (10 приседаний, велоэргометр);
- в) ортостатическая проба;

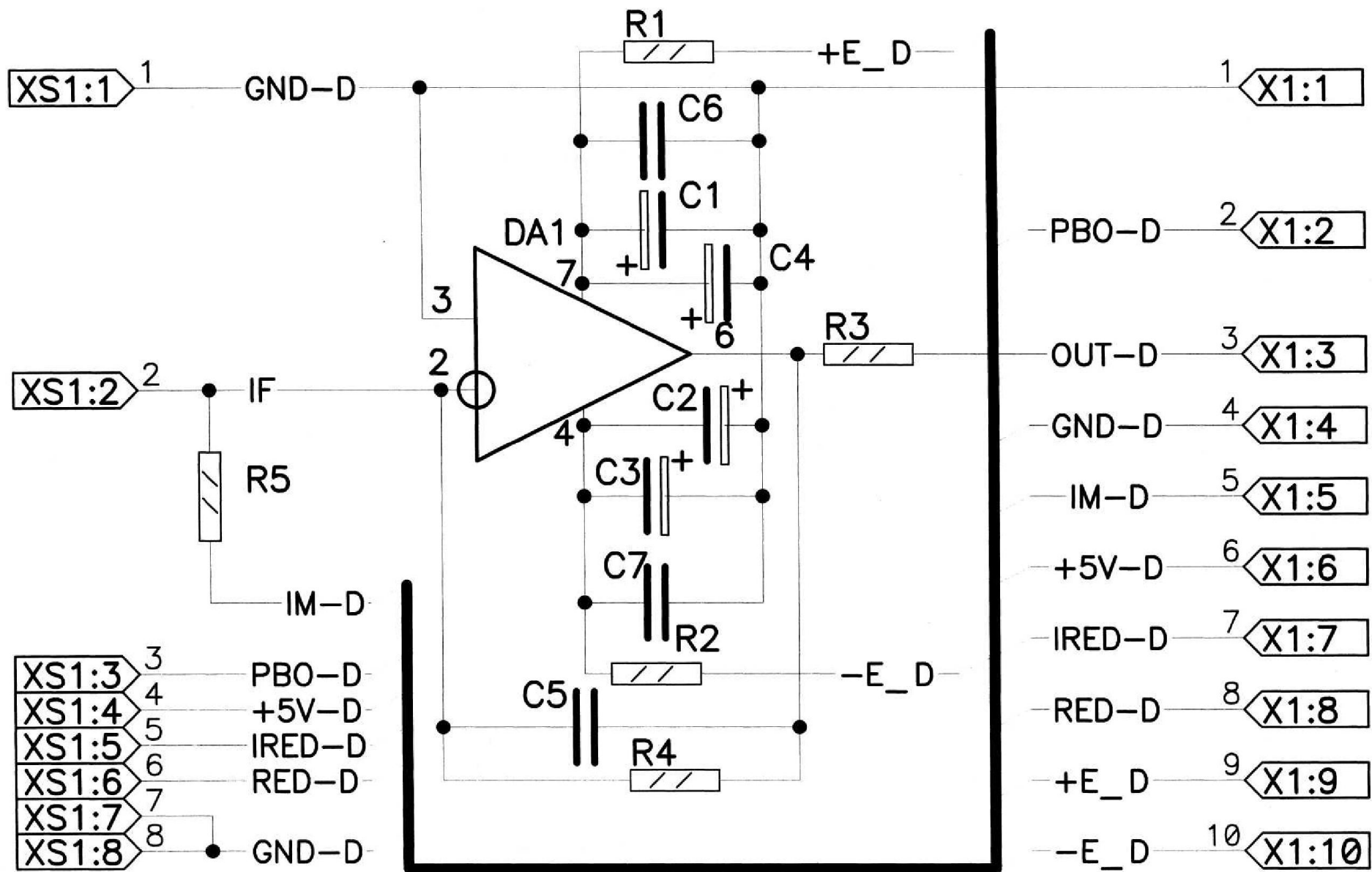
Записать изменения показателей, определенные на фоне проведения проб по сравнению с состоянием покоя.

Содержание отчета

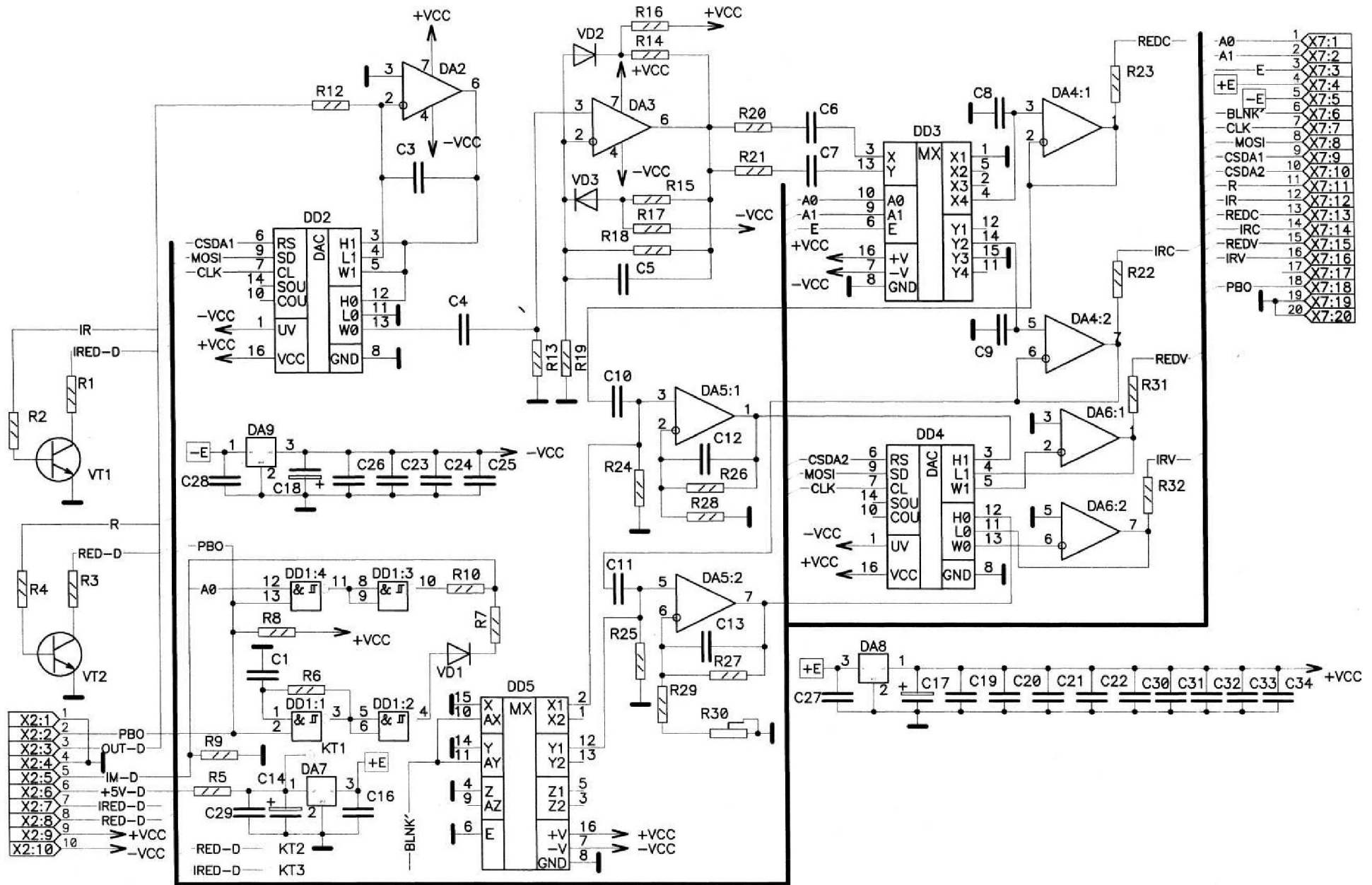
1. Цель работы.
2. Структура метода пульсовой оксиметрии.
3. Графики показателей в ответ на проведение функциональных проб.
4. Структурная схема прибора «ЭЛОКС-01», основные технические данные.
5. Выводы о полученных результатах, сопоставление с теорией.

Библиографический список

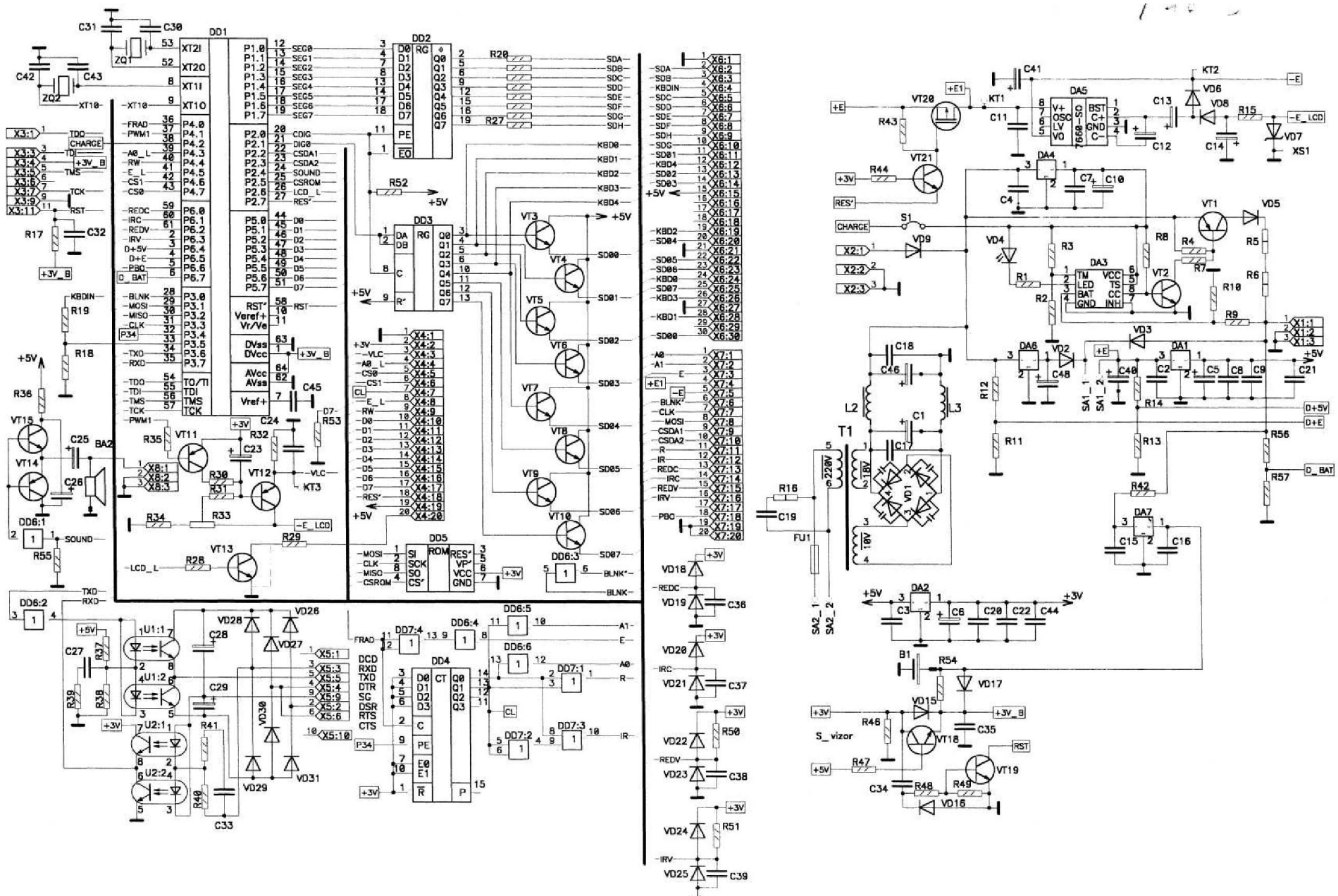
4. Калакутский Л.И., Манелис Э.С. Аппаратура и методы клинического мониторинга [Текст], Самара, СГАУ, 1999. – 160 с.
5. Корневский, Н. А. Биотехнические системы медицинского назначения [Текст]: [учеб. для вузов по направлению 200401 "Биотехн. и мед. аппараты и системы"] / Н. А. Корневский, Е. П. Попечителей. - Старый Оскол : ТНТ, 2013. - 685 с.
6. Федотов А.А. Методы и средства клинического мониторинга [Текст], Самара: Изд-во Самар. гос. аэрокосм. ун-та, УМО, 2014. – 236 с.



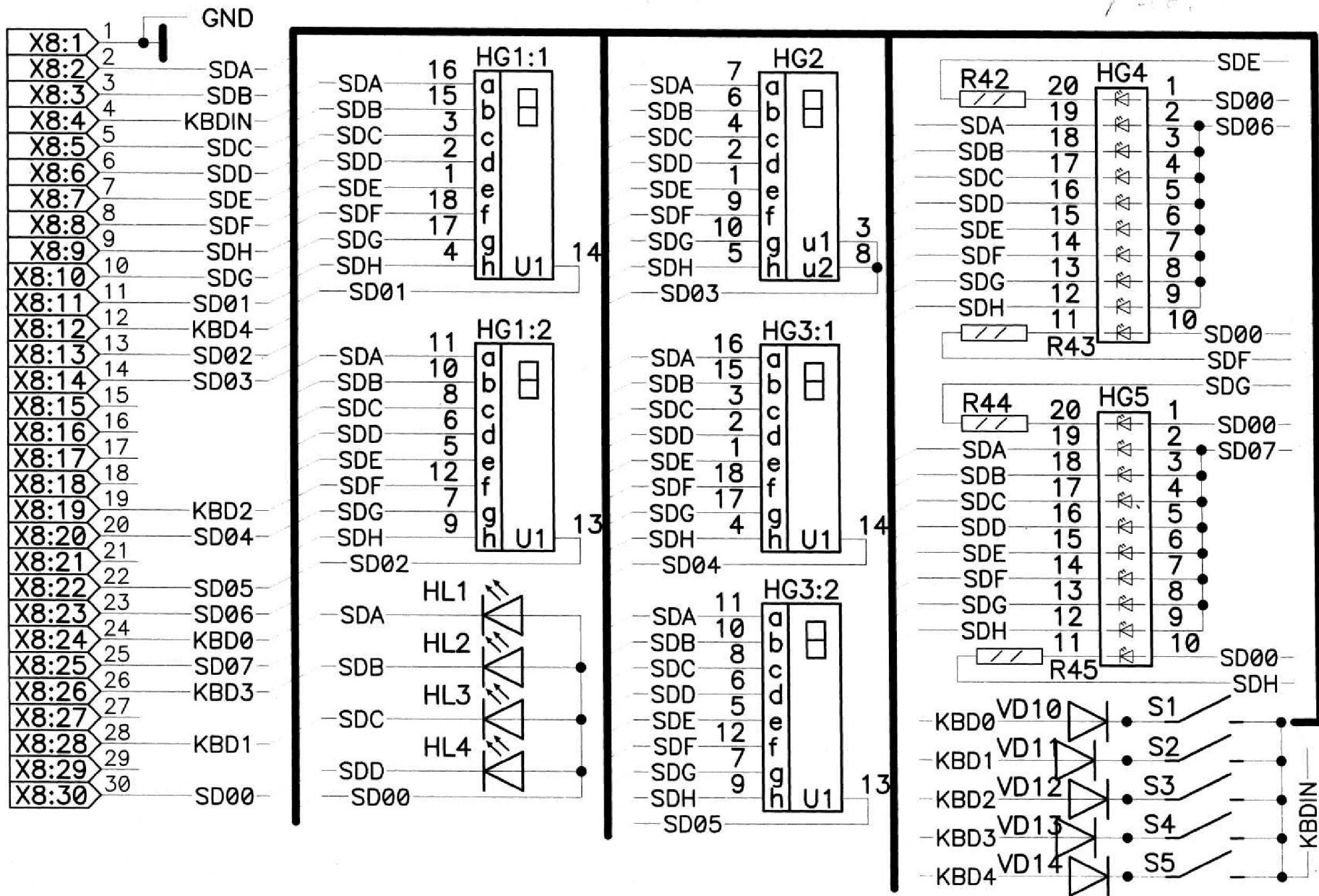
Приложение 1 – Принципиальная электрическая схема преобразователя сигнала датчика



Приложение 2 – Принципиальная электрическая схема аналоговой части пульсоксиметра



Приложение 3 – Принципиальная электрическая схема цифровой части пульсоксиметра



Приложение 4 – Принципиальная электрическая схема блока индикации пульсоксиметра

Лабораторная работа №4. Исследование метода ультразвуковой диагностики

Цель работы: ознакомиться с методикой и аппаратом ультразвуковых исследований.

Ультразвуковые волны. Акустический сигнал. Отражение волн

Ультразвук это звуковые, или акустические волны, частота которых выше максимальной частоты звука, слышимой человеческим ухом и равной 20 кГц. Диапазон частот ультразвука используемых в медицинской диагностике лежит в диапазоне от 1 до 30 МГц.

Акустические волны представляют собой механические колебания частиц в упругой среде, распространяющиеся в этой среде и несущие с собой энергию. Акустические волны могут существовать и распространяться в твердых телах, жидкостях и газах.

Физическая основа УЗИ – пьезоэлектрический эффект. При деформации монокристаллов некоторых химических соединений (кварц, титанат бария) под воздействием ультразвуковых волн, на поверхности этих кристаллов возникают противоположные по знаку электрические заряды – прямой пьезоэлектрический эффект. При подаче на них переменного электрического заряда, в кристаллах возникают механические колебания с излучением ультразвуковых волн. Таким образом, один и тот же пьезоэлемент может быть попеременно то приёмником, то источником ультразвуковых волн. Эта часть в ультразвуковых аппаратах называется акустическим преобразователем, трансдюсером или датчиком.

Чем выше частота, тем потенциально лучше может быть разрешающая способность, т.е. тем мельче могут быть детали, отображаемые диагностической системой, и тем лучше качество изображения. Однако, ультразвук с высокой частотой значительно сильнее затухает при распространении в биологических тканях, что существенно снижает глубину исследования на высокой частоте.

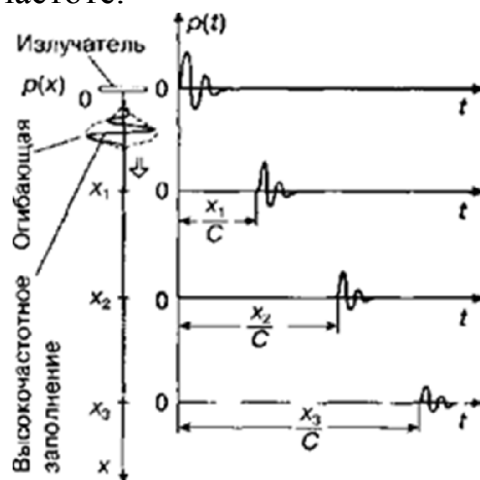


Рисунок 4.1 – Импульсный акустический сигнал

В ультразвуковой (УЗ) диагностике используются так называемые продольные акустические волны, в которых направление смещения отдельных частиц среды параллельно направлению распространения волн.

На рисунке 4.2 схематически изображены продольные волны в упругой среде в виде периодического чередования зон сжатия и разрежения. Возникновение этих зон легко объяснить, если предположить, что их причиной является колеблющаяся плоская пластина. Пластина движется влево, создавая разрежение в прилегающей к ней зоне. Через некоторое время та же пластина начинает двигаться вправо, создавая зону сжатия возле своей поверхности. К этому времени зона разрежения смещается вправо в соответствии со свойствами упругой среды. Скорость перемещения зоны разрежения (или сжатия) в среде называется скоростью звука.

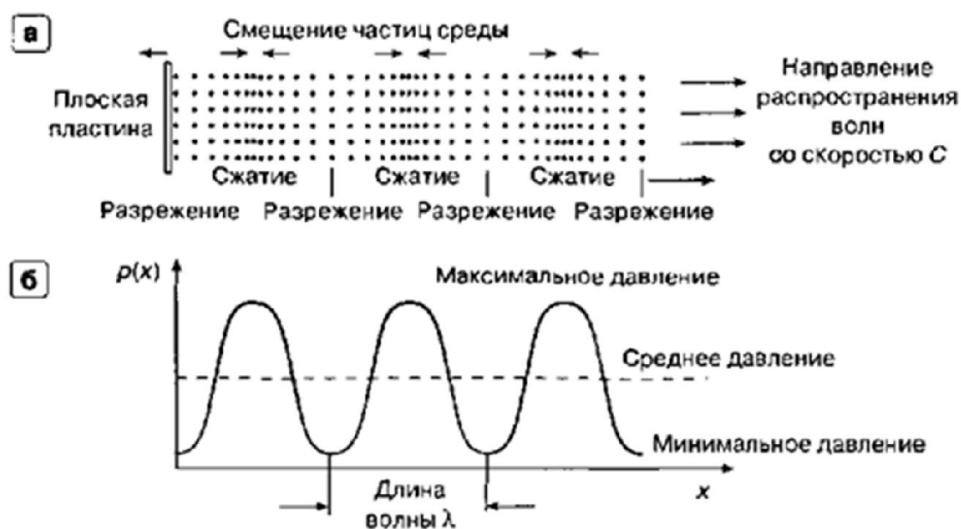


Рисунок 4.2 – Продольные волны в упругой среде

Колебания рабочей поверхности УЗ датчика контактирующей с телом пациента, передаются биологическим тканям и в результате частицы среды также начинают колебаться относительно своего равновесного состояния, вызывая смещение соседних частиц, расположенных далее от датчика. Ультразвук распространяется в средах в виде чередующихся зон сжатия и расширения вещества.

В УЗ диагностических системах используется эхолокационный принцип получения информации об органах и структурах, при котором излучаются акустические сигналы и принимаются сигналы, отраженные от неоднородностей биологической среды, и таким образом строится акустическое изображение. Отраженные сигналы, которые принимаются датчиком и используются для диагностики, называются эхо-сигналами.

Отражение – основное физическое явление, на основе которого получается информация о тканях. При этом используются те отраженные волны, которые могут быть приняты датчиком, т.е. распространяющиеся в сторону, обратную волнам, излученным датчиком первоначально.

Информация, получаемая с помощью отраженных волн, в существенной мере зависит от ряда физических явлений, сопровождающих распространение ультразвука в биологических тканях.

В числе основных таких явлений необходимо назвать следующие:

1. Преломление – изменение направления распространения волн при переходе из одной среды в другую, что может приводить к геометрическим искажениям получаемого изображения.
2. Рассеяние – возникновение множественных изменений направления распространения ультразвука, обусловленное мелкими неоднородностями биологической среды и, следовательно, многочисленными отражениями и преломлениями.
3. Поглощение – переход энергии УЗ волн в другие виды энергии, в частности в тепло, что вызвано в основном вязкостью среды.

Поглощение, рассеяние и отражение УЗ волн в биологических тканях являются причинами затухания, которое характеризует уменьшение энергии УЗ волн при распространении.

Таблица 4.1. Коэффициент отражения ультразвука на границе биологических сред

Граница сред	КОРТ, %
Кровь-мышца	1,5
Кровь-почка	2,1
Кровь-печень	2,7
Мышца-жир	10,0
Печень-камни печени	0-17,0
Мышца-кость	64,0
Мозг-кость черепа	66,0
Воздух-мягкие ткани	99,95

Более высокий коэффициент отражения на границе жировых тканей с другими мягкими тканями иллюстрирует известный специалистам факт, что наблюдение структур, расположенных за многочисленными жировыми прослойками, сопряжено с определенными трудностями. Действительно, энергия УЗ волны, прошедшей границу жир мягкие ткани, меньше, чем после прохождения границы других мягких тканей, и наряду с расфокусировкой УЗ луча в жире это приводит к уменьшению уровня сигнала от структур, расположенных на больших глубинах.

Отражения от границы мягкая ткань-камни (печени, почек или желчного пузыря) могут меняться в широких пределах в зависимости от вида камня и его акустического сопротивления. Чем плотнее камень и чем больше скорость звука в нем, тем больше уровень отражения на его границе и тем легче его обнаружить. При большом акустическом сопротивлении камня отражения от него могут быть очень высокого уровня, так что в результате за ним образуется область акустической тени, т.е. область с низким уровнем отраженных сигналов, что обусловлено малым уровнем энергии прошедшей через камень УЗ волны. Как известно, наличие акустической тени является одним из диагностических признаков наличия камня в органах.

Если камень имеет структуру, близкую к структуре мягких тканей, то обнаружить его иногда затруднительно вследствие малого уровня

отраженного сигнала. Это случай акустически прозрачного плохо диагностируемого камня. Как правило, такие камни хорошо выявляются с помощью рентгеновской диагностики.

Уровень отражения на границе мягкая ткань-костная ткань тоже может меняться в определенных пределах в зависимости от вида костной ткани. Однако в большинстве случаев этот уровень велик, вследствие чего отраженная волна может быть большей мощности, чем волна, прошедшая далее. Помимо этого костная ткань в силу специфичности своего строения расфокусирует («разваливает») УЗ луч, проходящий через нее

Все это существенно затрудняет возможность наблюдения структур, находящихся за костными тканями. По этой причине в кардиологии используются секторные и микроконвексные датчики, малая рабочая поверхность которых позволяет наблюдать сердце через межреберную щель.

По той же причине трудно получить двухмерное изображение мозга приемлемого качества при наблюдении через кости черепа, и только в и неонатологии можно получать полноценное двухмерное изображение мозга новорожденных сканированием через родничок.

На границе воздух-мягкие ткани УЗ волна отражается практически полностью, и дальше этой границы получить информацию невозможно. Поэтому при обследовании пациента на рабочую поверхность датчика наносится акустический гель, исключая воздушную прослойку и обеспечивающий акустический контакт между датчиком и телом пациента.

Вследствие практически полного отражения на границе газовых образований и мягких тканей газосодержащие структуры (легкие, желудок, кишечник), а также ткани, находящиеся за этими структурами, с помощью ультразвука исследовать почти невозможно, что является серьезным ограничением для УЗ диагностики.

Затухание ультразвука, т.е. снижение энергии УЗ волн в процессе их распространения вглубь тканей, существенным образом влияет на акустическое изображение, прежде всего на максимальную глубину, с которой еще можно получать информацию, и на качество изображения.

Основными причинами затухания УЗ волн являются: отражение и рассеяние УЗ волн на неоднородностях, поглощение УЗ волн.

Дополнительное затухание имеет место из-за расходимости УЗ луча, т.е. увеличения площади сечения луча с глубиной. Затухание из-за расходимости луча обычно по величине много меньше, чем вследствие отражения, рассеяния и поглощения УЗ волн.

Затухание из-за отражения и рассеяния определяется геометрическими размерами, свойствами и пространственным распределением акустических неоднородностей.

Поглощение обусловлено вязкостью, теплопроводностью биологических тканей, а также сложными процессами, полное понимание которых пока отсутствует.

Легкие и ткани, находящиеся за ними, по причине затухания, как уже говорилось, не могут наблюдаться с помощью ультразвука.

Что касается костных тканей, то в ряде случаев, например при наблюдении через относительно тонкую височную стенку черепа, можно получать информацию о структурах, расположенных за костной тканью.

Отдельно следует сказать о затухании в жидких средах. Затухание в крови меньше, чем в мягких тканях. В воде затухание очень мало: например, на частоте 7,5 МГц на расстоянии 10 см затухание составляет всего 1,2 дБ. Поэтому в моче и содержимом некоторых видов кист затухание также очень мало. Наблюдение через наполненный мочевой пузырь существенно облегчает получение информации о глубоко расположенных органах и широко используется в гинекологии. При наблюдении же водонаполненных кист, вследствие малого в них затухания могут возникать артефакты, связанные с переотражением сигналов от границ кисты.

Классификация ультразвуковых приборов

1. Ультразвуковые сканеры. Приборы, предназначенные прежде всего для получения двухмерного черно-белого акустического изображения.

2. Ультразвуковые сканеры со спектральным доплером. Иногда они называются дуплексными приборами. Отличаются от обычных ультразвуковых сканеров тем, что дополнительно имеют возможность оценивать спектр скоростей кровотока доплеровским методом.

3. Ультразвуковые системы с цветовым доплеровским картированием. Иногда они называются приборами с цветовым доплером. Это приборы с максимальным количеством функций. Помимо режимов, которые имеются в сканерах со спектральным доплером, этот класс приборов имеет возможность отображения двухмерного распределения скоростей кровотока, выделяемых цветом на двухмерном серошкальном изображении тканей.

Основные режимы работы: режим В (2D), режим А и режим М

Режим В (2D). Из всех возможных способов получения диагностической информации о биологических структурах с помощью ультразвука наибольшее распространение имеет способ получения двухмерного изображения. При этом применяется периодическое излучение УЗ импульсов во внутренние структуры организма и прием сигналов, отраженных акустическими неоднородностями структур. Совокупность принятых сигналов, называемых эхо-сигналами, позволяет построить акустическое изображение биологических тканей на специальном индикаторе (мониторе).

Таким образом, информация получается прежде всего за счет отражения УЗ колебаний и образования эхо-сигналов – вторичных сигналов, распространяющихся в сторону, обратную направлению излучения. Величина (уровень) эхо-сигналов определяется отражающими свойствами границ раздела структур, что прежде всего связано с различием акустических характеристик структур.

Датчик (зонд) обеспечивает излучение УЗ сигналов в определенных направлениях и прием отраженных эхо-сигналов с этих же направлений. Изменяя направление излучения-приема, датчик осуществляет сканирование,

т.е. последовательный «просмотр» обследуемой области. Для того чтобы избежать потерь мощности УЗ сигналов при прохождении через воздух, в котором затухание сигналов резко возрастает, между поверхностью обследуемого объекта (тела пациента) и рабочей поверхностью датчика наносится слой специального геля, хорошо проводящего ультразвук.

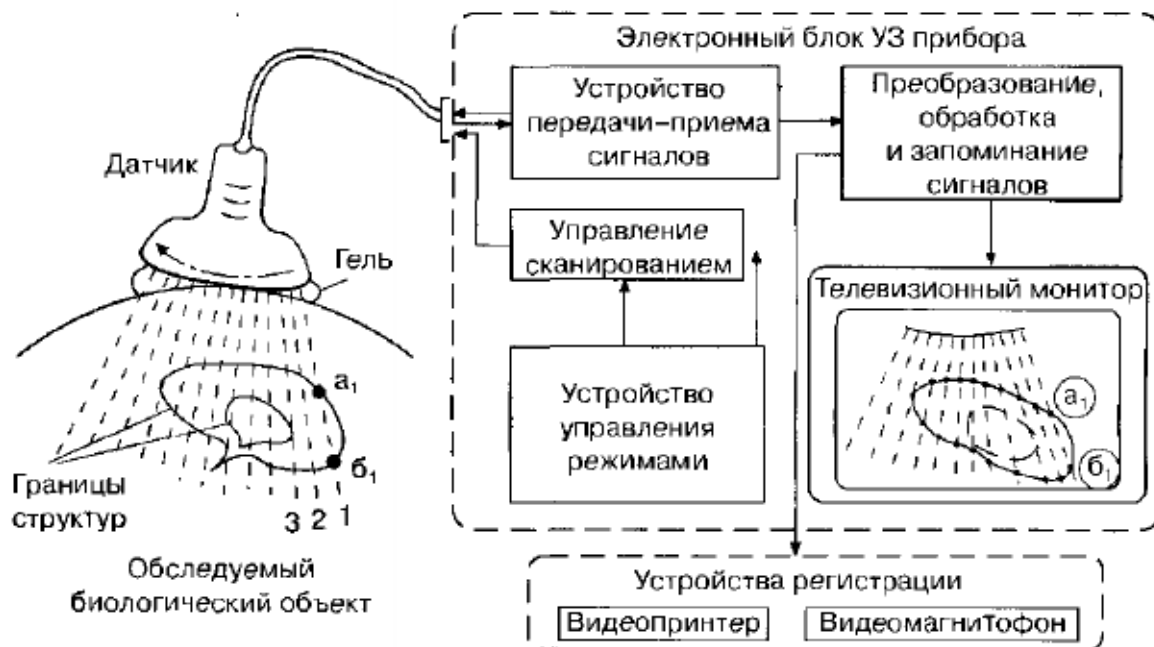


Рисунок 4.3 – Структурная схема получения двухмерного изображения в УЗ приборе

Излучение и прием УЗ сигналов в процессе сканирования осуществляется периодически, при этом каждый раз в ограниченной области пространства, которая называется УЗ лучом.

Сразу же по окончании излучения зондирующего импульса датчик вместе с устройством передачи-приема переходит из режима передачи в режим приема сигналов. При этом можно говорить о приемном луче датчика, определяющем пространственную область, в которой датчик имеет максимальную чувствительность на прием. Луч на излучение (передачу) и приемный луч совпадают по направлению и близки по виду, но в общем случае не обязательно одинаковы по форме, что определенным образом влияет на акустическое изображение.

Эхо-сигналы от неоднородностей (а и б, рисунок 4.3) в пределах границ лучей при достаточном уровне отражения принимаются датчиком, преобразуются в электрические импульсы и после усиления в устройстве передачи-приема поступают в устройство преобразования, обработки и запоминания сигналов. На выходе этого устройства формируются сигналы в виде, позволяющем отображать их на телевизионном мониторе. Эхо-сигналы отображаются в виде яркостных отметок на невидимой линии, соответствующей оси УЗ луча 1. Оси лучей обозначены пунктиром. Информация в виде яркостных отметок вдоль осей называется акустическими

строками. Яркость отметок на акустических строках соответствует амплитуде принятых эхо-сигналов.

А-режим. Это самый простой вид отображаемой информации, для получения которой не требуется сканирование. Зондирование осуществляется при неизменном направлении акустического луча, и на экране монитора отображается А-эхограмма в виде амплитудных значений эхо-сигналов от неоднородностей, находящихся на различных глубинах в пределах луча.

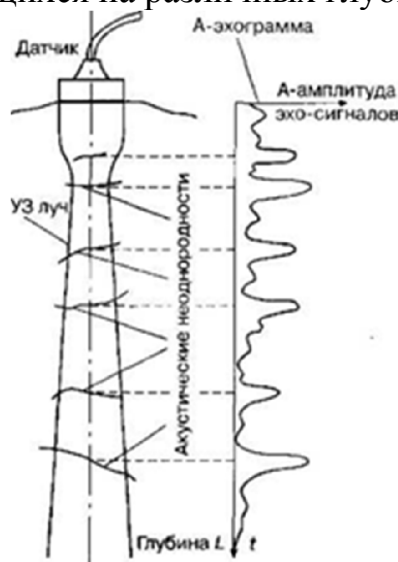


Рисунок 4.4 – Формирование А-эхограммы

М-режим. М-режим работы используется для регистрации изменения пространственного положения подвижных структур во времени. Наиболее часто режим используется для исследования движения структур сердца.

В М-режиме зондирование периодически повторяется в одном и том же направлении акустического луча. При формировании М-эхограммы в каждом зондировании амплитудная информация об эхо-сигналах с различных глубин отображается в виде отметок различной яркости вдоль вертикальной линии на экране (акустической строки).

Следующему зондированию соответствует своя линия, расположенная правее предыдущей, и в процессе перемещения столбца с каждым новым зондированием формируется двухмерная М-эхограмма (рисунок 4.5). Положение яркостных отметок по вертикали пропорционально глубине отражающей структуры (например, сердечного клапана). На горизонтальной оси меняются моменты зондирования (t_1, t_2, \dots и т.д.), каждому из которых соответствует новое положение подвижных структур. С помощью М-эхограммы можно количественно оценивать геометрическое смещение подвижных структур и измерять изменение взаимного положения различных структур (например, просвет в клапанах сердца, изменение размера желудочка и т.д.).

М-режим широко используется в кардиологии, как правило вместе с В-режимом. В процессе сканирования в В-режиме исследователь выбирает необходимый ракурс наблюдения, потом с помощью курсорной линии на В-

эхограмме выбирается направление зондирования (направление оси УЗ луча) для М-режима, после чего положение датчика фиксируется рукой и включается режим М.

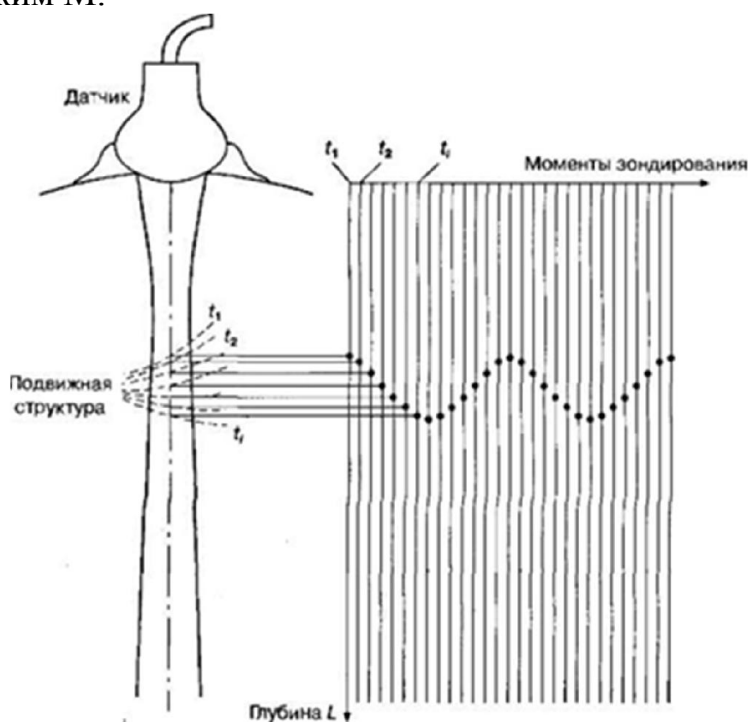


Рисунок 4.5 – Формирование М-эхограммы

В некоторых приборах вместо серошкального яркостного отображения амплитудных значений эхо-сигналов используется цветовое кодирование сигналов различного уровня (цветная М-эхограмма).

Ультразвуковые датчики

Одним из основных узлов любого ультразвукового (УЗ) диагностического прибора является ультразвуковой преобразователь (ultrasound transducer). Он входит в состав датчика, и от него в существенной мере зависит качество получаемой информации.

УЗ преобразователь выполняет следующие функции:

- преобразует электрические сигналы в механические (ультразвуковые) колебания с последующим излучением их в биологические ткани;
- принимает ультразвуковые эхо-сигналы, отражаемые неоднородностями в биологических тканях, и преобразует эти сигналы в электрические для дальнейшего усиления и обработки;
- обеспечивает формирование УЗ луча требуемой формы как в режиме излучения, так и в режиме приема;
- выполняет сканирование, т.е. перемещение УЗ луча в обследуемой области с помощью специальных переключателей (коммутаторов) и управляющих сигналов. Многообразие УЗ преобразователей велико, однако в большинство из них входят одни и те же компоненты.

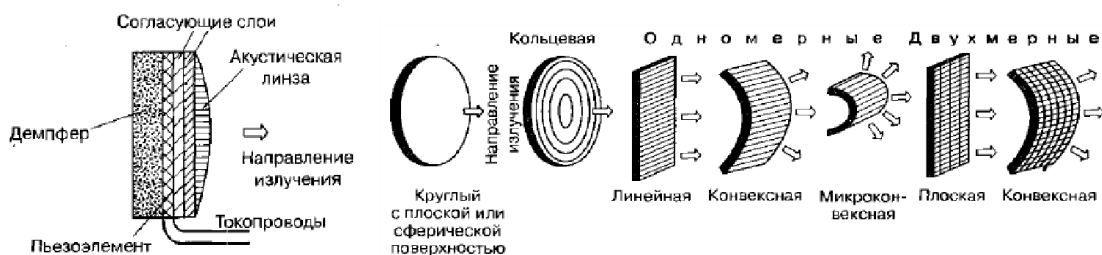


Рисунок 4.6 – УЗ датчик и различные виды конфигурации пьезоэлементов

Рабочая частота является важнейшей характеристикой датчика. Датчики с большей частотой обеспечивают более высокое качество изображения, однако следует помнить, что при этом уменьшается глубина исследования. Поэтому выбор частоты датчика обусловлен максимальной глубиной расположения органов и структур, представляющих интерес для врача-диагноста. В ряде случаев при обследовании тучных пациентов приходится применять датчики с частотой 2,5 МГц, у которых максимальная рабочая глубина = 240 мм, однако разрешающая способность при использовании таких датчиков и, следовательно, качество изображения хуже, чем при частоте 3,5 МГц. С другой стороны, для обследования структур, расположенных на очень малых глубинах, применяются датчики с частотой более 10 МГц.

Целесообразно ввести классификацию датчиков по областям медицинского применения.

1. Универсальные датчики для наружного обследования (abdominal probe). Универсальные датчики применяются для обследования абдоминальной области и органов малого таза. В основном в качестве универсальных используются конвексные датчики с рабочей частотой 3,5 МГц (для взрослых) или 5 МГц (для педиатрии), реже 2,5 МГц (для глубоко расположенных органов).
2. Датчики для поверхностно расположенных органов (small parts probe). Применяются для исследования неглубоко расположенных малых органов и структур (например, щитовидной железы, периферических сосудов, суставов и т.д.). Рабочая частота – 7,5 МГц, иногда 5 или 10 МГц. Тип датчика – линейный размером 29-50 мм, реже конвексный, микроконвексный или секторный механический.
3. Кардиологические датчики (cardiac probe). Для исследования сердца используются датчики секторного типа, что связано с особенностью наблюдения через межреберную щель. Применяются датчики механического сканирования (одноэлементные или с кольцевой решеткой) и фазированные электронные. Рабочая частота – 3,5 или 5 МГц.
4. Датчики для педиатрии (pediatric probes). Для педиатрии используются те же датчики, что и для взрослых, но только с большей частотой (5 или 7,5 МГц), что позволяет получить более высокое качество изображения. Это возможно благодаря малым размерам пациентов. В педиатрии применяются и специальные датчики.

Например, для обследования головного мозга новорожденных через родничок используется секторный или микроконвексный датчик с частотой 5 или 6 МГц (neonatal probe).

5. Внутриполостные датчики (intracavitary probes). Существует большое разнообразие внутриполостных датчиков, которые отличаются между собой по областям медицинского применения.
6. Широкополосные и многочастотные датчики. В современных сложных приборах все большее применение находят широкополосные датчики. Эти датчики конструктивно оформлены аналогично обычным датчикам, рассмотренным выше, и отличаются от них тем, что используют широкополосный УЗ преобразователь, т.е. датчик с широкой полосой рабочих частот. В широкополосных датчиках относительная ширина полосы может превышать 1, что приводит к существенному улучшению разрешающей способности, особенно в ближней и средней зонах по глубине. На больших глубинах расширение полосы сказывается меньше из-за более сильного поглощения с глубиной высокочастотных составляющих сигнала. В некоторых приборах применяется переключение частот работы широкополосного датчика – тогда датчик работает на различных переключаемых центральных частотах в зависимости от того, какая глубина интересует исследователя. Датчик в этом случае называется многочастотным, а относительная ширина полосы на каждой из частот такая же, как в обычном датчике. Чаще всего применяются двухчастотные и трехчастотные датчики. Типичные примеры комбинаций частот в двухчастотных датчиках: 3-5, 4-7 или 5-10 МГц.
7. Допплеровские датчики. Датчики применяются только для получения информации о скорости или спектре скоростей кровотока в сосудах. Об этих датчиках рассказывается в разделах, посвященных доплеровским УЗ приборам.
8. Датчики для получения трехмерных изображений. Специальные датчики для получения 3D (трехмерных) изображений используются редко. Чаще применяются обычные датчики двумерного изображения вместе со специальными приспособлениями, обеспечивающими сканирование по третьей координате.

Порядок выполнения работы

В работе используется ультразвуковой аппарат Esaote Megas GPX.

1. Вставьте сетевые вилки аппарата и дисплея в розетку, переведите торцевую (черная) и лицевую (зеленая) сетевые кнопки в положение «1».
2. После инициализации на дисплее появится диалоговое окно, позволяющее ввести необходимую информацию о пациенте (имя, фамилия, почтовый индекс, дата рождения, вес, рост, и т.п.).

С помощью клавиатуры (рисунок 4.7) заполните несколько полей по вашему выбору, после чего нажмите клавишу «Enter» (рисунок 4.8).



Рисунок 7 – Клавиатура используемого в лабораторной работе УЗ-аппарата

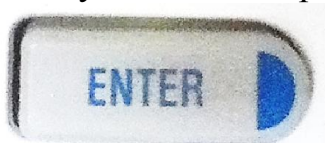


Рисунок 4.8 – Клавиша «Enter»

3. С помощью клавиши «Probe» (рисунок 4.9) выберите конвексный датчик (рисунок 4.10) для исследований и нажмите «Enter».

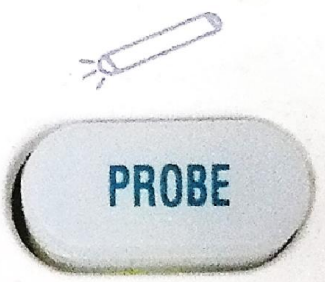


Рисунок 4.9 – Клавиша «Probe»

После инициализации на датчике должен загореться световой индикатор – аппарат готов к работе.



Рисунок 4.10 – Внешний вид конвексного датчика

4. Приложите рабочую поверхность датчика к фантому. По умолчанию на дисплей выводится изображение в В-режиме. Проанализируйте изображения, сопоставьте результаты с теоретическими сведениями.

С помощью клавиши «М» (рисунок 4.11) включите М-режим. Для остановки изменения изображения на дисплее повторно нажмите клавишу «М».



Рисунок 11 – Клавиша «М»

Для возвращения в В-режим, нажмите клавишу «В» (рисунок 4.12).



Рисунок 4.12 – Клавиша «В»

5. С помощью клавиши «Enter» перейдите к меню настроек текущей диагностики. Вращая указатель (рисунок 4.13), измените рабочую частоту датчика, проанализируйте вызванные этим действием изменения в изображении.



Рисунок 4.13 – Указатель

Для выхода из меню нажмите клавишу «Esc» (рисунок 4.14).

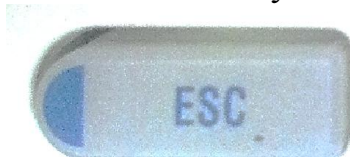


Рисунок 14 – клавиша «Esc»

6. С помощью клавиши «Probe» выберите линейный датчик (рисунок 4.15) для исследований и нажмите «Enter».



Linear Probe Family

Рисунок 4.15 – Внешний вид линейного датчика

После инициализации на датчике должен загореться световой индикатор – аппарат готов к работе.

Проведите эксперименты, аналогичные проведенным с конвексным датчиком (пункты 4 и 5). Проанализируйте результаты.

7. Используемый в работе УЗ-аппарат обладает возможностью регистрации цветного и энергетического Доплера.

Допплерография – это методика ультразвукового исследования, основанная на использовании эффекта Доплера. Сущность эффекта состоит в том, что от движущихся объектов ультразвуковые волны отражаются с измененной частотой. Этот сдвиг частоты пропорционален скорости движения лоцируемых структур – если движение направлено в сторону датчика, то частота увеличивается, если от датчика – уменьшается.

При энергетической доплерографии в цвете кодируется не средняя величина доплеровского сдвига, как при обычном доплеровском картировании, а интеграл амплитуд всех эхосигналов доплеровского спектра.

Для включения доплерографии нажмите клавишу «CFM» (рисунок 4.16).

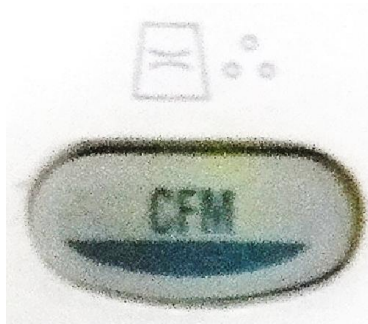


Рисунок 4.16 – Клавиша «CFM»

По умолчанию включится цветная доплерография. Для переключения в режим энергетической доплерографии нажмите немаркированную клавишу, представленную на рисунок 4.17.



Рисунок 4.17 – Клавиша переключения режимов доплерографии и дисплей отображения выбранного режима

Проанализируйте полученные изображения в различных режимах. Для выключения режима доплерографии повторно нажмите клавишу «CFM».

7. Выключите УЗ-аппарат, переведя сетевые кнопки в положение «0».

Контрольные вопросы

1. Акустические волны какой частоты называются ультразвуком?
2. На границе каких сред наблюдается максимальное отражение УЗ-волны?
3. Какие основные режимы работы соответствуют неизменному направлению распространения УЗ луча?
4. Как между собой зависят рабочая частота УЗ датчика и максимальная глубина исследований?
5. На чем основан принцип получения информации при ультразвуковых исследованиях?
6. Назовите основные конфигурации пьезоэлементов, какие из них использовались в ходе выполнения лабораторной работы?
7. В чем заключается основное отличие цветной и энергетической доплерографии?

Учебное издание

**ТЕХНИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ
ИССЛЕДОВАНИЙ И ЛЕЧЕБНЫХ ВОЗДЕЙСТВИЙ**

Методические указания

Составители: Акулов Сергей Анатольевич
Федотов Александр Александрович
Конюхов Вадим Николаевич

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