

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РОССИЙСКОЙ
ФЕДЕРАЦИИ

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

**РАЗРАБОТКА МОДУЛЕЙ МЕДИЦИНСКИХ
ДИАГНОСТИЧЕСКИХ СИСТЕМ**

Методические указания к курсовому проекту

САМАРА 2016

УДК 57.087

Составитель: А.А. Федотов

Разработка модулей медицинских диагностических систем: Метод. указания / – Самар. нац. исследов. ун-т; сост. А.А. Федотов; Самара, 2016. 23 с.

В методических указаниях рассмотрены основные требования к выполнению курсового проекта, посвященного разработке и проектированию узлов медицинских диагностических систем. Приведен порядок выполнения проекта и требования к оформлению.

Методические указания предназначены для магистрантов, обучающихся по направлению 03.04.01 «Прикладные математика и физика» и выполняющих курсовой проект по дисциплине “Теория биотехнических систем”; а также по направлению 12.04.04 «Биотехнические системы и технологии» по дисциплине “Медицинская диагностическая и лечебная аппаратура”. Подготовлены на кафедре лазерных и биотехнических систем.

Ил. 6. Библиогр. 18 назв.

Рецензент: к.т.н., доцент И.А. Кудрявцев

Цель выполнения курсового проекта: произвести разработку и анализ принципиальной схемы узла, разработать алгоритм работы и программное обеспечение функционально законченного узла медицинской диагностической аппаратуры или измерительно-управляющего узла медицинской техники по заданным техническим требованиям.

1. ОСНОВНЫЕ ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ПОЛОЖЕНИЯ

1.1. Общие сведения

Эффективность проведения лечебных мероприятий в значительной степени определяется использованием современных медицинских технических средств как диагностического, так и терапевтического назначения. Эта эффективность определяется как достоверностью диагностики состояний организма, так и точностью дозирования терапевтических процедур, поддержанием параметров лечебного воздействия в требуемых пределах, непрерывным автоматическим контролем работы медицинской техники в заданных режимах.

Повышение достоверности диагностики невозможно без применения инструментальных средств, позволяющих проводить регистрацию и анализ физиологических параметров. Выбор диагностических методов во многом определяется характеристиками биологического объекта и биологических сигналов, а также возможностью проведения надежной и дифференцированной диагностики. Среди различных методов, применяемых в диагностических целях, наиболее часто на практике используются методы электрокардиографии, реографии, сфигмографии, фотоплетизмографии, спектрофотометрии и др.

Для обеспечения требуемой точности и достоверности диагностики необходимо, чтобы характеристики датчиков и электронных средств обработки обеспечивали возможность неискаженной регистрации биологических сигналов во всем диапазоне изменения их параметров. Другими словами,

необходимо согласование частотных, динамических и других характеристик канала с динамическими и спектральными характеристиками сигнала. Типовые значения некоторых параметров биосигналов приведены в таблице 1.

Таблица 1

Исследуемая система и методы исследования	Диапазон и характеристики сигналов
Сердечно-сосудистая система Давление крови (прямые методы измерения)	Артериальное 40 – 300 мм.рт.ст., венозное 0 – 15 мм.рт.ст., частотный диапазон 0 – 100 Гц (основная часть спектра сосредоточена до 60 Гц)
Давление крови (косвенные методы измерения)	Частотный диапазон: аускультативный метод 30 – 150 Гц; осциллометрический 0 – 60 Гц.
Реоплетизмограмма	До 30 Гц
Пульсовая оксиметрия	Частотный диапазон: 0 – 20 Гц
Сердечный выброс	Частотный диапазон: 0 – 50 Гц
Дыхательная система Пневмотахограмма	Частотные компоненты до 40 Гц, нормальный воздухообмен: 250-500 мл/сек, максимальный до 8 литров в секунду.
Частота дыхания	10-40 в минуту

Дыхательный объем	В норме: 6 – 8 л/мин
Концентрация дыхательных газов	Углекислый газ 0 – 10%

Исследуемая система и методы исследования	Диапазон и характеристики сигналов
Биоэлектрические потенциалы	
Электроэнцефалограмма	Частотный диапазон до 100 Гц, основные диагностические составляющие находятся в диапазоне 0,5 – 60 Гц, диапазон амплитуд: 15 – 100 мкВ.
Электрокардиограмма	Частотный диапазон до 300 Гц, основные диагностические составляющие находятся в диапазоне 0,05 – 90 Гц, диапазон амплитуд: 0,1 – 5 мВ.
Электромиограмма	Частотный диапазон: 0,1...1000 Гц, диапазон амплитуд: 0,02...3,0 мВ
Электроретинограмма	Частотный диапазон: 0 – 20 Гц, диапазон амплитуд: 0,5 мкВ – 1 мВ.
Электронистагмограмма	Частотный диапазон: 0 – 20 Гц, амплитуда сигнала: 100 мкВ на 10 градусов поворота оси глаз.

1.2. Структура диагностической системы

Независимо от назначения и области применения диагностическая система содержит следующие блоки (рис. 1).



Рисунок 1 – Обобщенная структурная схема диагностической системы

К устройству сбора и измерения относятся датчики, воспринимающие различные физические величины и преобразующие их в электрические сигналы, и измерительное устройство выполняющее собственно измерительные операции — сравнение с мерой, квантование, кодирование. В это же устройство может входить и коммутатор, обеспечивающий поочередное подключение датчиков к системе.

Устройство обработки измерительной информации, выполняет математическую обработку информации по заданному алгоритму. Устройство представления информации, состоит из декодирующих, а также регистрирующих и показывающих устройств.

Устройство управления предназначено для организации взаимодействия. всех остальных устройств, т. е. для выбора очередности опроса датчиков, исходя при этом из соотношений между текущими динамическими характеристиками измеряемых параметров, для согласования частоты, времени и точности измерения с динамическими характеристиками измеряемых величин и т. д.

В реальных системах некоторые устройства могут отсутствовать например устройства обработки или хранения информации, но устройства сбора, измерения и представления информации присущи любой диагностической системе.

Кроме основных, в диагностических системах имеются вспомогательные устройства, обеспечивающие нормальное функционирование основных (например, устройство питания и т. п.).

Структура диагностические системы может меняться в зависимости от решаемых задач. По структуре диагностические системы можно разделить три основные группы: с параллельными измерительными каналами (рис.2), с одним измерительным каналом и несколькими датчиками (рис.3), сканирующие системы (рис.4).

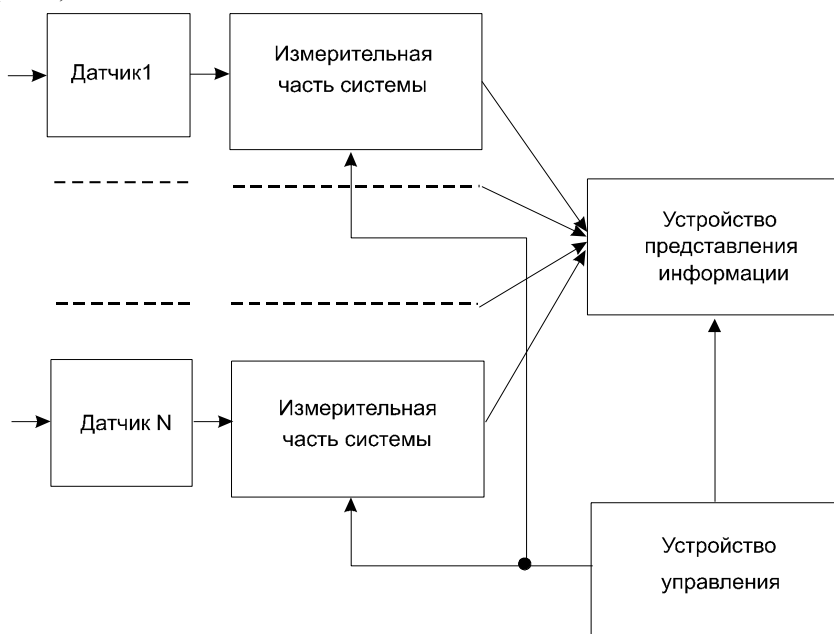


Рисунок 2 – Структурная схема диагностической системы с параллельными измерительными каналами

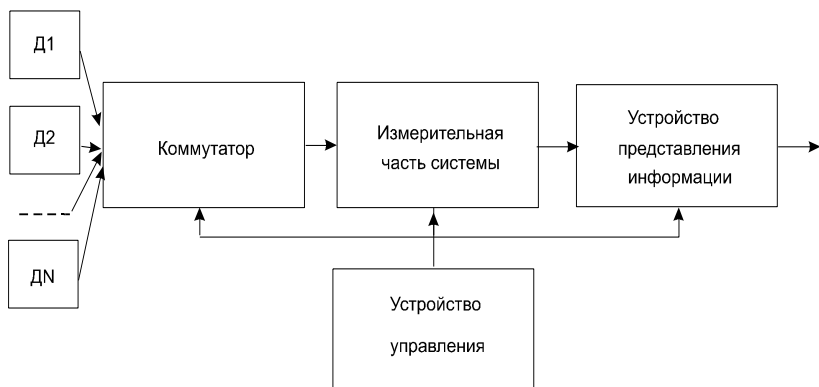


Рисунок 3 – Структурная схема диагностической системы с одним измерительным каналом

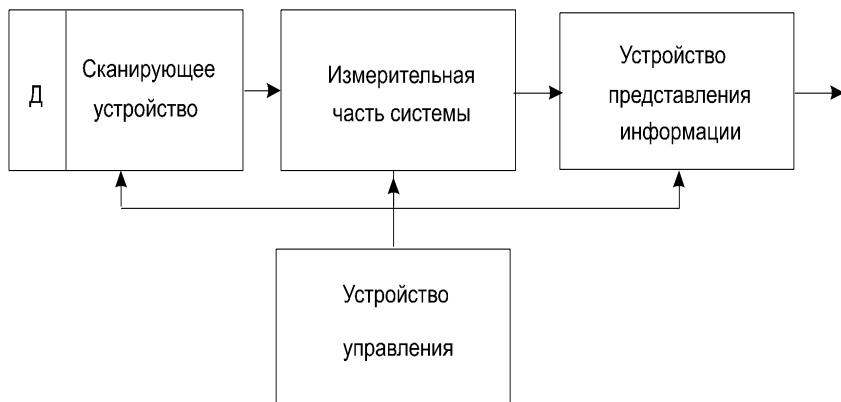


Рисунок 4 – Структурная схема сканирующей диагностической системы

Общим для систем параллельного действия являются устройство управления и устройство представления информации. Системы с параллельными каналами могут иметь и независимые устройства представления в каждом канале. Системы с одним – структуры параллельно-последовательного действия. Переключение датчиков осуществляется коммутатором.

Надежность первой структуры значительно выше, так как выход из строя одного канала не влечет за собой выхода всей системы. Однако, вторая структура значительно проще и дешевле.

Системы с одним измерительным каналом и одним датчиком, который с помощью сканирующего устройства осуществляет измерение в n точках. Подобные структуры называют структурами последовательного действия, а системы, выполненные по такой структуре, сканирующими.

Помимо структурных отличий диагностических систем существуют различия в характере взаимодействия с объектом. По характеру взаимодействия с объектом исследования структуры систем можно подразделить на пассивные и активные.

Пассивные системы только воспринимают информацию от объекта, а активные, действуя на объект через устройство внешних воздействий, позволяют автоматически и наиболее полно изучить его поведение.

Воздействие на объект может происходить следующим образом:

- 1) по заранее установленной жесткой программе;
- 2) по программе, учитывающей реакцию объекта.

В первом случае (рис.5) реакция объекта не влияет на характер воздействия, а следовательно, ход эксперимента и его результаты могут быть выданы оператору после его окончания.

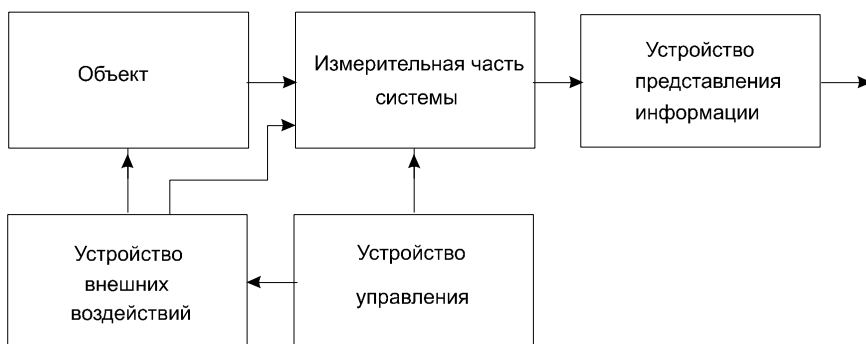


Рисунок 5 – Структурная схема активной системы с жесткой программой

Во втором случае (рис.6) результаты реакции немедленно отражаются на характере воздействий, поэтому обработка ведется в реальном масштабе времени, а часто и с большой скоростью. Такие системы должны иметь развитую вычислительную часть или работать совместно с ЭВМ. Кроме того, устройства представления информации должны оперативно выдавать ее оператору, с тем, чтобы он мог вмешиваться в ход процесса.

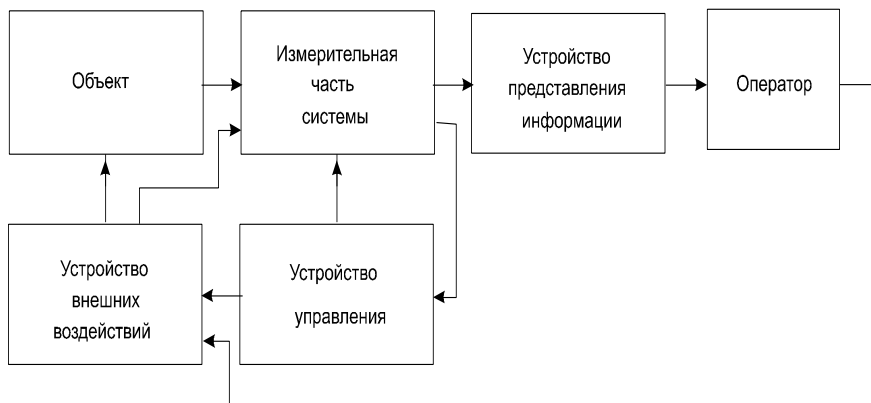


Рисунок 6 – Структурная схема активной системы с адаптивной программой

В данном курсовом проекте предусматривается разработка функционально законченного узла медицинской диагностической аппаратуры, входящего в состав диагностической системы.

2. ТЕХНИЧЕСКОЕ ЗАДАНИЕ НА КУРСОВОЙ ПРОЕКТ.

Техническое задание на проектирование узла медицинской диагностической аппаратуры составляется исходя из его назначения и особенностей, а также условий эксплуатации. Для проектирования задаются следующие параметры:

1. Диапазон изменения измеряемого параметра – D ;
2. Полоса частот обрабатываемого сигнала – ΔF ;
3. Разрешающая способность измерения – ΔD ;

4. Чувствительность датчика – S ;
5. Тип и условия тревожной сигнализации;
6. Тип индикации;
7. Время запоминания значений физиологических параметров;
8. Значения параметров управления устройством;
9. Вид напряжения питания;
10. Тип интерфейса с другими устройствами.

Кроме того, в зависимости от особенностей применения, могут задаваться дополнительные требования разрабатываемому узлу медицинской диагностической аппаратуры.

3. ПОРЯДОК РАСЧЕТА УЗЛА МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИЧЕСКОЙ АППАРАТУРЫ.

Проектирование узла медицинской диагностической аппаратуры рекомендуется проводить в следующем порядке.

1. Разработать и рассчитать структурную схему узла;
2. Разработать принципиальную схему узла и рассчитать значения элементов;
3. Составить обобщенный алгоритм работы узла;
4. Составить детальный алгоритм работы заданной подпрограммы;
5. Составить заданную подпрограмму на языке ассемблера выбранного микроконтроллера.

Разработка и расчет структурной схемы

Разработка структурной схемы подразумевает выбор функциональных узлов устройства и установление взаимосвязей между ними в соответствии с реализуемыми функциями, необходимыми для решения поставленной задачи. Расчет структурной схемы заключается в определении параметров функциональных узлов и требований, предъявляемых к ним. В частности, таковыми могут быть коэффициент усиления и полоса пропускания для усилителей, разрядность и быстродействие

АЦП, динамический диапазон АРУ, объем ОЗУ, количество портов ввода-вывода микроконтроллера и т.д. В результате расчетов необходимо получить общие требования к функциональным узлам устройства достаточные для выбора элементной базы, построения принципиальной схемы функционального узла и расчета ее элементов.

Расчет принципиальной схемы

Расчет принципиальной схемы подразумевает выбор и определение значений номиналов элементов функциональных узлов, необходимых для выполнения требований полученных в предыдущем пункте.

Составление обобщенного алгоритма работы узла

Составление обобщенного алгоритма работы узла подразумевает разработку алгоритма, отражающего в общих чертах работу устройства. Алгоритм должен на уровне функциональных элементов объяснять процедуру обработки информации и управления в проектируемом узле.

Составление детального алгоритма работы заданной подпрограммы

Составление детального алгоритма работы заданной подпрограммы подразумевает разработку алгоритма, отражающего работу подпрограммы на уровне внутренней структуры микроконтроллера. Например, должны быть отражены операции установки режимов работы внутренних узлов микроконтроллера (АЦП, таймеров и т.д.), арифметические и логические операции на уровне регистров.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Мурашко В.В., Струтынский А.В. Электрокардиография. М. Медицина. 1991. 288 с.

2. Барановский А.Л. и др. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ. М. Радио и связь. 1993. 248 с.
3. Применение радиоэлектронных приборов в биологии и медицине. Киев. Наукова думка. 1976. 375 с.
4. Микрокомпьютерные медицинские системы. Проектирование и применение. под ред. У.Томпкинса и Дж.Уэбстера. М., Мир. 1983. 541 с.
5. Новоселов О.Н., Фомин А.Ф. Основы теории и расчета информационно-измерительных систем. М., Машиностроение. 1991. 336 с.
6. Эман А.А. Биофизические основы измерения артериального давления. Л. Медицина. 1983. 128 с.
7. Науменко А.И., Скотников В.В. Основы электроплетизмографии. М. Медицина. 1975. 216 с.
8. Хоровиц П., Хилл У. Искусство схемотехники. Том 2. М. Мир. 1993. 371 с.
9. Гутников В.С. Интегральная электроника в измерительных устройствах. Л. Энергоатомиздат. 1988. 304 с.
10. Кликушин Ю.Н., Кривой Г.С., Ярошевский М.Б. Расчет измерительных цепей на операционных усилителях. Учебное пособие. Омск. 1981. 78 с.
11. Хоровиц П., Хилл У. Искусство схемотехники. Том 1. М. Мир. 1993. 371 с.
12. Титце У., Шенк К., Полупроводниковая схемотехника. М., Мир. 1982. 371 с.
13. Гутников В.С. Интегральная электроника в измерительных устройствах. Л. Энергия. 1980. 248 с.
14. Ж. Аш и др. Датчики измерительных систем: В двух книгах. Кн. 1. М. Мир. 1992. 480 с.
15. Ж. Аш и др. Датчики измерительных систем: В двух книгах. Кн. 2. М. Мир. 1992. 424 с.
16. Евтихеев Н.Н. и др. Измерение электрических и неэлектрических величин: учебное пособие для ВУЗов. М. Энергоатомиздат. 1990. 352 с.

17. Иванов В.И., Аксенов А.И., Юшин А.М. Полупроводниковые оптоэлектронные приборы. Справочник. М. Энергоатомиздат. 1984. 184 с.
18. Интегральные схемы: Операционные усилители. Справочник. Том 1. М. Физматлит. 1993. 240 с.

ПРИЛОЖЕНИЕ. Варианты индивидуальных заданий к курсовому проектированию

Вариант 1

Разработать измеритель длительности сердечного цикла (ДСЦ) информационным сигналом для которого служит электрокардиосигнал (ЭКС) с амплитудой в диапазоне 1 – 5 В. Измеритель должен иметь следующие характеристики:

1. Диапазон измеряемых значений ДСЦ: 300-2000 мс.
2. Точность измерения: 8 мс.
3. Интервал усреднения: выбирается по желанию пользователя в процессе работы и может составлять 5, 10, 12, 20, 60 секунд.
4. Индицировать выбранный интервал усреднения.
5. Индицировать ДСЦ на семисегментных индикаторах.
6. Выдавать тревогу при уменьшении ДСЦ ниже 800, 600, 400 мс. Порог срабатывания выбирается пользователем.
7. Индицировать выбранный порог срабатывания.
8. Питание от сети 220 В, 50 Гц.

Разработать помехоустойчивую методику детектирования QRS-комплексов ЭКС сигнала, разработать алгоритм детектирования QRS-комплексов ЭКС сигнала.

Вариант 2

Разработать измеритель температуры тела. Датчик – полупроводниковый диод. Точность измерения $0,1^{\circ}\text{C}$. Диапазон измеряемых температур: $35\text{-}43^{\circ}\text{C}$. Время выдачи данных от начала измерения 10 сек. Предусмотреть выдачу звукового сигнала тревоги при превышении температуры $37,5^{\circ}\text{C}$.

Питание от двух батарей напряжением 3 В и емкостью 100 мА*час. Обеспечить время непрерывной работы не менее 10 суток, если измерения проводятся с дискретностью 1 мин.

Разработать алгоритм работы устройства.

Вариант 3

Разработать блок измерения температуры в десяти точках тела человека одновременно. Диапазон измерений 35-43⁰С, точность – 0,1⁰С. Датчик температуры – полупроводниковый диод. Информация об измеренной температуре должна передаваться в ПЭВМ в стандарте USB. Блок измерения должен удовлетворять следующим требованиям:

1. Проводить опрос датчиков через заданные интервалы времени, равные 10, 100, 1000 секундам.
2. Индицировать текущую скорость передачи данных на семисегментных индикаторах.
3. Индицировать время опроса датчиков.
4. Питание от сети 220 В, 50 Гц.

Разработать алгоритм работы устройства.

Вариант 4

Разработать монитор желудочковых экстрасистол. Исходным сигналом является ЭКС в аналоговой форме с частотными составляющими в диапазоне 0,03 – 100 Гц и амплитудой в диапазоне 1 – 5 В. Критерии появления желудочковых экстрасистол следующие:

$RR(t-1) < 0.9*(ARt-2)$ и $RR(t-1) + RR(t)$ приблизительно равны $2*(AR(t-2)) +/- 10\%$.

где: $RR(t)$ – последний RR-интервал, $RR(t-1)$ – предыдущий RR-интервал, ARt – усредненные по восьми значениям RR-интервалы, индекс t – время.

Монитор должен выдавать звуковой и визуальный сигнал тревоги, если число желудочковых экстрасистол превысит 10 за одну минуту. Питание от двух батарей напряжением 3 В, емкостью 400 мА*час. Время непрерывной работы – 24 часа.

Разработать методику и алгоритм обнаружения экстрасистол в ЭКС.

Вариант N5

Разработать реоплетизмографический измеритель частоты сердечных сокращений. Метод основан на изменении импеданса тканей из-за разного кровенаполнения в различные моменты сердечного цикла.

Частота измерительного тока – 50 кГц, сила тока – 0.1 мА, сопротивление участка ткани – 1 кОм, максимальное изменение сопротивления составляет 1%. Частотный диапазон сигнала пульса 0,1 – 15 Гц. Диапазон измерений: 30 – 240 ударов/мин. Дисплей – семисегментные индикаторы. Питание от сети 220 В, 50 Гц.

Разработать методику и алгоритм обнаружения пульсовой волны.

Вариант N6

Разработать носимый регистратор акустических шумов сердца. Регистратор должен обеспечивать регистрацию шумов в диапазоне частот 30 – 2500 Гц с неравномерностью 3 дБ. Принять значение напряжения шумов с выхода микрофона равным 1 мВ.

Регистратор должен обеспечивать хранение в памяти до 3-х фрагментов длительностью 3 секунды. Предусмотреть возможность ввода данных в ПЭВМ. Запись в память производится по команде пользователя.

Питание от двух батарей напряжением 3 В. Обеспечить визуальную сигнализацию конца памяти.

Разработать методику помехоустойчивой обработки фонокардиограммы.

Вариант 7

Разработать носимый регистратор RR-интервалов. Исходным сигналом является ЭКС в аналоговой форме с частотными составляющими в диапазоне 0.03 – 40 Гц и амплитудой от 1 до 5 В. Регистратор должен обеспечивать регистрацию RR-интервалов в течении 8-ми часов. Частота

сердечных сокращений лежит в диапазоне 40 – 240 ударов в минуту. Дискретность измерения RR-интервалов-8мс.

Предусмотреть звуковую и визуальную индикацию конца памяти и связь с ПЭВМ в стандарте USB. Питание от двух батарей напряжением 3 В и емкостью 400 мА*час. Время непрерывной работы не менее 16 часов.

Разработать методику и алгоритм определения гистограммных показателей variability сердечного ритма.

Вариант 8

Разработать блок регистрации и ввода реоплетизмографического сигнала в ПЭВМ в стандарте USB. Реоплетизмограмма – это кривая изменения импеданса участка тканей между двумя электродами.

Частота измерительного тока – 20 кГц, сила тока – 1 мА, сопротивление участка ткани – 1 кОм, изменение сопротивления составляет 0,1 – 1% в зависимости от пациента. Обеспечить ввод только переменной составляющей таким образом, чтобы амплитуда сигнала оставалась постоянной (считать период сигнала равным 1 секунде). Частотный диапазон сигнала: 0,02 – 20 Гц. Питание от сети 220 В, 50 Гц.

Разработать алгоритм автоматической регулировки усиления биосигнала.

Вариант 9

Разработать автоматический измеритель артериального давления осциллометрическим методом. Сигнал давления снимается с мостового датчика давления с коэффициентом преобразования 1 мВ/кПа. Диапазон измеряемых давлений: 40 – 240 мм.рт.ст. Дисплей выполнен на семисегментных индикаторах. Предусмотреть выдачу звукового сигнала в момент систолы. Питание от сети 220 В, 50 Гц.

Разработать помехоустойчивую методику и алгоритм обнаружения систолы.

Вариант 10

Разработать автоматический измеритель артериального давления аускультативным методом. Сигнал давления снимается с мостового датчика давления с коэффициентом преобразования 0,5 мВ/кПа. Диапазон измеряемых давлений: 40 – 240 мм.рт.ст. Дисплей выполнен на семисегментных индикаторах. Предусмотреть выдачу звукового сигнала в момент систолы. Питание от сети 220 В, 50 Гц.

Разработать помехоустойчивую методику и алгоритм обнаружения систолы.

Вариант 11

Разработать монитор апноэ. В мониторе использовать импедансный метод измерения частоты дыхания.

Частота измерительного тока – 20 кГц, сила тока – 1 мА, сопротивление участка ткани – 10 кОм, изменение сопротивления между вдохом и выдохом составляет 0,2%.

Считать, что апноэ наступает если время прекращения дыхания превысило 10 секунд. При наступлении состояния апноэ выдавать звуковую и визуальную тревогу. В момент диагностирования апноэ включить отсчет и индикацию времени с дискретностью 5 секунд. Максимальное индицируемое время 2 минуты. Если дыхание возобновляется – отключить индикацию времени остановки дыхания. Питание от сети 220 В, 50 Гц.

Разработать методику и алгоритм обнаружения акта дыхания.

Вариант 12

Разработать блок вычисления насыщения гемоглобина крови кислородом. Входные сигналы: постоянные и переменные составляющие поглощения света для красного и инфракрасного диапазонов в аналоговой форме с частотными составляющими для пульсаций 0,02 – 15 Гц.

Индикация полученных данных – с помощью семисегментных индикаторов. Предусмотреть звуковую сигнализацию при падении насыщения ниже 80% . Питание от сети 220 В, 50 Гц.

Разработать методику и алгоритм вычисления насыщения.

Вариант 13

Разработать измеритель скорости выдыхаемого воздуха. Датчик – дифференциальный датчик давления с коэффициентом преобразования 1 мВ/10 см/сек. Обеспечить передачу информации о скорости воздуха в ПЭВМ в стандарте USB. Индикация с помощью семисегментных индикаторов. Полезный сигнал лежит в полосе от 0,001 до 1 Гц. Питание от сети 220 В, 50 Гц.

Разработать методику и алгоритм обнаружения акта дыхания.

Вариант 14

Разработать импедансный измеритель частоты дыхания (ЧД). Частота измерительного тока – 20 кГц, сила тока – 1 мА, сопротивление участка ткани – 20 кОм, изменение сопротивления между вдохом и выдохом составляет 0,05%. Частота дыхания лежит в пределах 5 – 60 дыханий в минуту. Полезный сигнал лежит в полосе 0.01 – 10 Гц.

Предусмотреть установку порогов выдачи тревоги при увеличении ЧД свыше 20 дыханий в минуту с дискретностью 5 дыханий в минуту и при снижении ЧД менее 10 дыханий в минуту с дискретностью 2 дыхания в минуту. Дисплей построен на семисегментных индикаторах. Питание от сети 220 В, 50 Гц.

Разработать методику и алгоритм измерения частоты дыхания.

Вариант 15

Разработать носимый регистратор артериального давления, измеряемого осциллометрическим методом. Исходными

сигналами являются сигналы постоянного и пульсирующего давления в манжете в аналоговой форме с частотными составляющими в диапазоне 0,01 – 20 Гц и амплитудой от 1 до 5 В.

Регистратор должен обеспечивать регистрацию систолического и диастолического давления в течении 24-х часов с дискретностью измерений устанавливаемой пользователем из набора значений 3, 5, 10, 20, 60 мин. Измеряемое давление лежит в диапазоне 40 – 240 мм.рт.ст. Предусмотреть звуковую и визуальную индикацию конца памяти и связь с ПЭВМ в стандарте USB. Питание от двух батарей напряжением 3 В и емкостью 400 мА*час.

Разработать методику и алгоритм определения величины систолического давления крови.

Вариант 16

Разработать импедансный измеритель глубины дыхания. За глубину дыхания принять относительное изменение сопротивления электрическому току при дыхании.

Частота измерительного тока – 20 кГц, сила тока – 1 мА, сопротивление участка ткани – 20 кОм, изменение сопротивления между вдохом и выдохом меняется в диапазоне 0,05% – 1%. Дисплей построен на семисегментных индикаторах. Питание от сети 220 В, 50 Гц.

Разработать методику и алгоритм вычисления глубины дыхания.

Вариант 17

Разработать монитор предсердных экстрасистол. Исходным сигналом является ЭКС в аналоговой форме с частотными составляющими в диапазоне 0,03 – 40 Гц и амплитудой 5 В. Критерии появления предсердных экстрасистол следующие:

$$RR(t-1) < 0.9*AR(t-2) \text{ и } AR(t-2) < RR(t-1) + RR(t) < 2*AR(t-2)$$

где: $RR(t)$ – последний RR-интервал, $RR(t-1)$ – предыдущий RR-интервал, $AR(t)$ – усредненные по восьми значениям RR-интервалы, индекс t – время.

Монитор должен выдавать звуковой и визуальный сигнал тревоги, если число желудочковых экстрасистол превысит 10 за одну минуту. Питание от двух батарей напряжением 3 В, емкостью 400 мА*час. Время непрерывной работы – 24 часа.

Разработать методику и алгоритм обнаружения экстрасистол.

Вариант 18

Разработать блок измерения температуры в 5 точках тела человека одновременно. Диапазон измерений $35 - 43^{\circ}\text{C}$, точность – $0,1^{\circ}\text{C}$.

Датчик температуры-терморезистор. Информация об измеренной температуре должна передаваться в ПЭВМ в стандарте USB. Блок измерения должен удовлетворять следующим требованиям:

1. Проводить опрос датчиков через заданные интервалы времени, равные 10, 100, 1000 секундам.
2. Позволять установку скоростей передачи данных равную 2400, 4800, 9600 Бод.
3. Индицировать время опроса датчиков.
4. Питание от сети 220 В, 50 Гц.

Разработать алгоритм работы устройства.

Вариант 19

Разработать реоплетизмографический измеритель частоты сердечных сокращений. Метод основан на изменении импеданса тканей из-за пульсации крови в различные моменты сердечного цикла.

Частота измерительного тока – 20 кГц, сила тока – 1 мА, сопротивление участка ткани – 1 кОм, максимальное изменение сопротивления составляет 2%. Частотный диапазон сигнала

пульсовой волны 0,1 – 10 Гц. Диапазон измерений: 30 – 240 ударов/мин. Дисплей: семисегментные индикаторы. Питание от сети 220 В, 50 Гц. Предусмотреть звуковую индикацию момента обнаружения пульсовой волны.

Разработать методику и алгоритм обнаружения пульсовой волны.

Вариант 20

Разработать фотоплетизмографический измеритель частоты сердечных сокращений. Метод основан на изменении светопоглощения тканей из-за пульсации крови в различные моменты сердечного цикла.

Динамический диапазон изменения амплитуды пульсовой волны составляет 20 дБ; диапазон изменения пульсирующей компоненты светопоглощения тканей составляет 0,1 – 5%. Частотный диапазон сигнала пульсовой волны 0,1 – 15 Гц. Диапазон измерений: 30 – 240 ударов/мин. Дисплей – семисегментные индикаторы. Питание от сети 220 В, 50 Гц.

Разработать методику и алгоритм обнаружения пульсовой волны.