



УДК 004.93:61

Составители: С.А. Филист.

Рецензент

Доктор технических наук, профессор А.Ф. Рыбочкин

**Узлы и элементы биотехнических систем: методические указания к самостоятельной работе / Юго-Зап. гос. ун-т; сост.: С.А. Филист. Курск, 2017. 20 с.**

Предназначено для студентов направления подготовки 12.03.04 «Биотехнические системы и технологии» по дисциплине «Узлы и элементы биотехнических систем». Может быть использована аспирантами, обучающимися по направленностям 05.11.13 – Системный анализ, управление и обработка информации и 05.11.17 – Приборы, системы и изделия медицинского назначения.

Текст печатается в авторской редакции

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

Усл. печ. л. 1,2. Уч.-изд. л. 1,1. Тираж 100 экз. Заказ 2305.

Юго-Западный государственный университет.

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

## **Практическое занятие №1. Составление функциональной схемы устройства измерения электрического сопротивления биоткани со стабилизацией тока в измерительной цепи**

### **1. Краткие теоретические сведения.**

В качестве датчика информации о электрическом сопротивлении биоткани целесообразно использовать мостовую схему. Так как мостовая схема высоконадежна, проста в изготовлении и обладает высокой чувствительностью по сравнению с другими датчиками. Одним из недостатков мостовой цепи является ее нелинейность.

Для устранения нелинейности функции преобразования необходимо запитать мост от источника тока. Так как кожный покров каждого человека обладает своими особенностями (количество кровеносных сосудов, потовых желез и т.д.), то при наложении электродов, мостовую схему, вышедшую из состояния равновесия, необходимо принудительно уравновесить, тем самым обеспечить надежность работы прибора.

В качестве электродов будем использовать электроды-прищепки, которые просты в производстве и эксплуатации.

Полезный сигнал, снимаемый с выхода моста составляющий порядка 5 мВ, недостаточен для дальнейшей обработки, поэтому его необходимо усилить примерно в 1000 раз, для чего применяется блок усилителей. Он собирается из 3х ОУ (DA2, DA3, DA4), далее сигнал усиливается на сумматоре (в 10 раз), и на фильтрах в 11 раз. Итого сигнал усиливается в 2200 раз.

Для принудительного уравнивания моста в автоматическом режиме используем потенциометр. Для индикации уравнившегося состояния необходимо использовать «схему индикации установки нуля».

Для обеспечения электробезопасности прибора прибор запитывается от гальванических элементов напряжением 15..18 В.

Обобщая вышесказанное, получаем структуру, показанную на рисунке 1.1. Она включает в себя электроды, измерительный преобразователь, состоящий из источника тока, измерительного моста и инструментального усилителя, схему компенсации, состоящую из сумматора и схемы индикации установки «нуля», фильтр нижних частот, блок питания, предназначенный для

питания функциональных узлов прибора, включающий два гальванических элемента и два стабилизатора напряжения.

Прибор работает следующим образом. При установке электродов на биообъект запускается программа, в задачу которой входит сведение к минимуму сигналов на выходах измерительного тракта (выход сумматора и фильтра верхних частот).



Рисунок 1.1 – Структурная схема прибора

После достижения необходимого тока и необходимого уровня компенсации прибор переходит в режим мониторинга. Причем мониторинг осуществляется двухканальный.

Сумматор предназначен для увеличения динамического диапазона сигнала, поступающего с выхода измерительного моста. На инверсный вход подается сигнал с выхода измерительного моста. На неинвертирующий вход ОУ подается напряжение компенсации, либо с делителя напряжения, либо от ЦАП ЭВМ, с которой, в принципе, может работать прибор. Напряжения, подаваемые на оба входа сумматора совпадают по фазе, поэтому происходит их вычитание, что приводит к снижению уровня

напряжения на выходе, а следовательно к расширению его динамического диапазона.

## **2. Задание на практическую работу**

2.1. Составить принципиальную схему прибора согласно структурной схемы рисунок 1.

2.2. Нарисовать временные диаграммы на выходах функциональных узлов устройства.

2.3. Выполнить расчет основных элементов согласно разработанной принципиальной схеме.

2.4. Представить спецификацию согласно выполненным расчетам и разработанной принципиальной схеме

## **3. Контрольные вопросы**

3.1 Какие параметры влияют на точность операции интегрирования в реальных схемах?

3.2 В каких ситуациях возникают динамические погрешности интегрирующего ОУ?

3.3 Каким рядом эксплуатационных параметров характеризуется ОУ?

3.4 Как определяется полоса пропускания и частота единичного усиления операционного усилителя?

3.5 Какой операционный усилитель носит название идеальный?

3.6 Какими составляющими вызываются динамические погрешности ОУ?

3.7 Что необходимо учитывать при оценке особенностей источников биопотенциалов?

3.8 Что относят к классу операционных усилителей?

3.9 Какой операционный усилитель носит название идеальный?

3.10 Что представляет собой типовая амплитудно-частотная характеристика фильтра нижних частот первого порядка (скорректированная ОУ)?

3.11 Каким выражением определяется амплитудно-частотная характеристика ОУ?

3.12 Каким образом можно достичь уменьшение аддитивной погрешности усилителя?

3.13 На какие виды разделяют операционные усилители с точки зрения схемотехники?

3.14 Назовите основные функции, выполняемые аналоговыми линейными преобразователями сигналов.

3.15 Дайте определение «интегрирующий операционный преобразователь».

## **Практическое занятие №2. Составление функциональной схемы устройства измерения электрического сопротивления биоткани со стабилизацией тока в измерительной цепи**

### **1. Краткие теоретические сведения.**

Технической задачей разрабатываемого устройства является повышение точности телеметрической регистрации биопотенциалов с учетом ограниченности динамического диапазона измерительного тракта и наличием помех в канале связи путем гибкой компенсации возможного дрейфа изолинии, а также путем выбора способа кодирования передаваемых данных. При этом накладываются условия миниатюризации подвижного модуля, максимального снижения его стоимости при сохранении полной функциональности и допустимого энергопотребления от автономного источника питания.

На рисунке 2.1 представлена структурная схема устройства; на рисунке 2.2 представлена схема алгоритма программы микроконтроллера.

Устройство состоит из двух модулей – подвижного с автономным источником питания и стационарного, который включает в себя ЭВМ. Подвижный модуль содержит. Усилитель трех отведений с комплектом кабелей и электродов, выполненный на трех инструментальных усилителях INA 118, первый мультиплексор, мультиплексируемые входы которого соединены с выходами сигналов отведений усилителя трех отведений, дифференциальный усилитель, первый вход которого соединен с выходом мультиплексора, фильтр нижних частот, подключенный к выходу дифференциального усилителя, микроконтроллер, аналоговый вход (порт А) которого соединен с выходом первого фильтра нижних частот, первый цифровой выход (порт В) соединен с управляющим входом первого мультиплексора, блок буферных усилителей, входы которого соединены с соответствующими выходами сигнала синфазной помехи усилителя 3<sup>х</sup> отведений, второй мультиплексор, мультиплексируемые входы которого соединены с соответствующими выходами блока буферных усилителей, а входы управления подключены к порту В микроконтроллера, драйвер нейтрального электрода, первый вход которого соединен с выходом второго мультиплексора, а два



выхода подключены, соответственно к нейтральному электроду и экранному проводу, второй фильтр нижних частот, вход которого подключен к первому ШИМ выходу микроконтроллера, а выход – ко второму входу дифференциального усилителя, третий фильтр нижних частот, вход которого подключен ко второму входу ШИМ выходу микроконтроллера, а выход – ко второму входу драйвера нейтрального электрода, импульснокодовый преобразователь (ИКП), модулирующий вход которого, электрический вход и выход первого ИК приемопередатчика соединены соответственно с модулирующим выходом и демодулирующим входом ИКП.

Стационарный модуль состоит из ИК приемопередатчика, оптически связанного с ИК приемопередатчиком, ИКП, демодулирующий вход которого подключен к электрическому выходу ИК приемопередатчика, а модулирующий выход подключен к электрическому входу ИК приемопередатчика, конвертора уровня, вход и выход уровня транзисторно-транзисторной логики которого соединены соответственно с демодулирующим выходом и модулирующим входом ИКП, а входы-выходы уровня RS-232C соединены с последовательным асинхронным портом ЭВМ.

При использовании в качестве среды передачи радиоканала, импульсно-кодовый преобразователь заменяются соответственно частотным модулятором и демодулятором, а ИК приемопередатчики заменяются радиоприемопередатчиками.

Устройство работает следующим образом.

В устройстве предусмотрены три канала регистрации данных. В каждом канале биопотенциалы, снимаемые электродами, по экранируемому кабелю передаются в инструментальный усилитель, который усиливает разность между двумя биопотенциалами. Между двумя резисторами, которые задают коэффициент усиления инструментального усилителя, образуется потенциал полусуммы двух входных напряжений. Инструментальный усилитель построен на прецизионных микросхемах INA118U подразделения Burr Brown фирмы Texas Instruments. Эти микросхемы обеспечивают высокие метрологические характеристики прибора. С выхода усилителя трех отведений сигналы поступают на вход первого мультиплексора 2. В фиксированной момент времени, благодаря сигналам, поступающим от микроконтроллера, на выходе первого



мультиплексора присутствует только сигнал одного отведения. Этот сигнал усиливается усилителем 3 и поступает на вход первого фильтра нижних частот (ФНЧ), который ограничивает сверху частотным диапазоном пропускаемого сигнала, подавляя тем самым высокочастотные помехи и предотвращая искажение спектра сигнала, связанные с его дискретизацией. Частота среза этого фильтра определяется выбранной частотой дискретизации сигнала.

В устройстве предусмотрены три канала регистрации данных. В каждом канале биопотенциалы, снимаемые электродами, по экранируемому кабелю передаются в инструментальный усилитель, который усиливает разность между двумя биопотенциалами. Между двумя резисторами, которые задают коэффициент усиления инструментального усилителя, образуется потенциал полусуммы двух входных напряжений. Инструментальный усилитель построен на прецизионных микросхемах INA118U подразделения Burr Brown фирмы Texas Instruments. Эти микросхемы обеспечивают высокие метрологические характеристики прибора. С выхода усилителя трех отведений сигналы поступают на вход первого мультиплексора 2. В фиксированный момент времени, благодаря сигналам, поступающим от микроконтроллера, на выходе первого мультиплексора присутствует только сигнал одного отведения. Этот сигнал усиливается усилителем 3 и поступает на вход первого фильтра нижних частот (ФНЧ), который ограничивает сверху частотным диапазоном пропускаемого сигнала, подавляя тем самым высокочастотные помехи и предотвращая искажение спектра сигнала, связанные с его дискретизацией. Частота среза этого фильтра определяется выбранной частотой дискретизации сигнала.

Микроконтроллер производит аналогово-цифровое преобразование каждого канала, формирование кадра из полученных отсчетов, преобразование параллельного представления двоичных данных в асинхронное последовательное при помощи встроенного универсального асинхронного приемопередатчика (УАПП), анализ средневзвешенного значения в окне заданной длины для каждого канала.

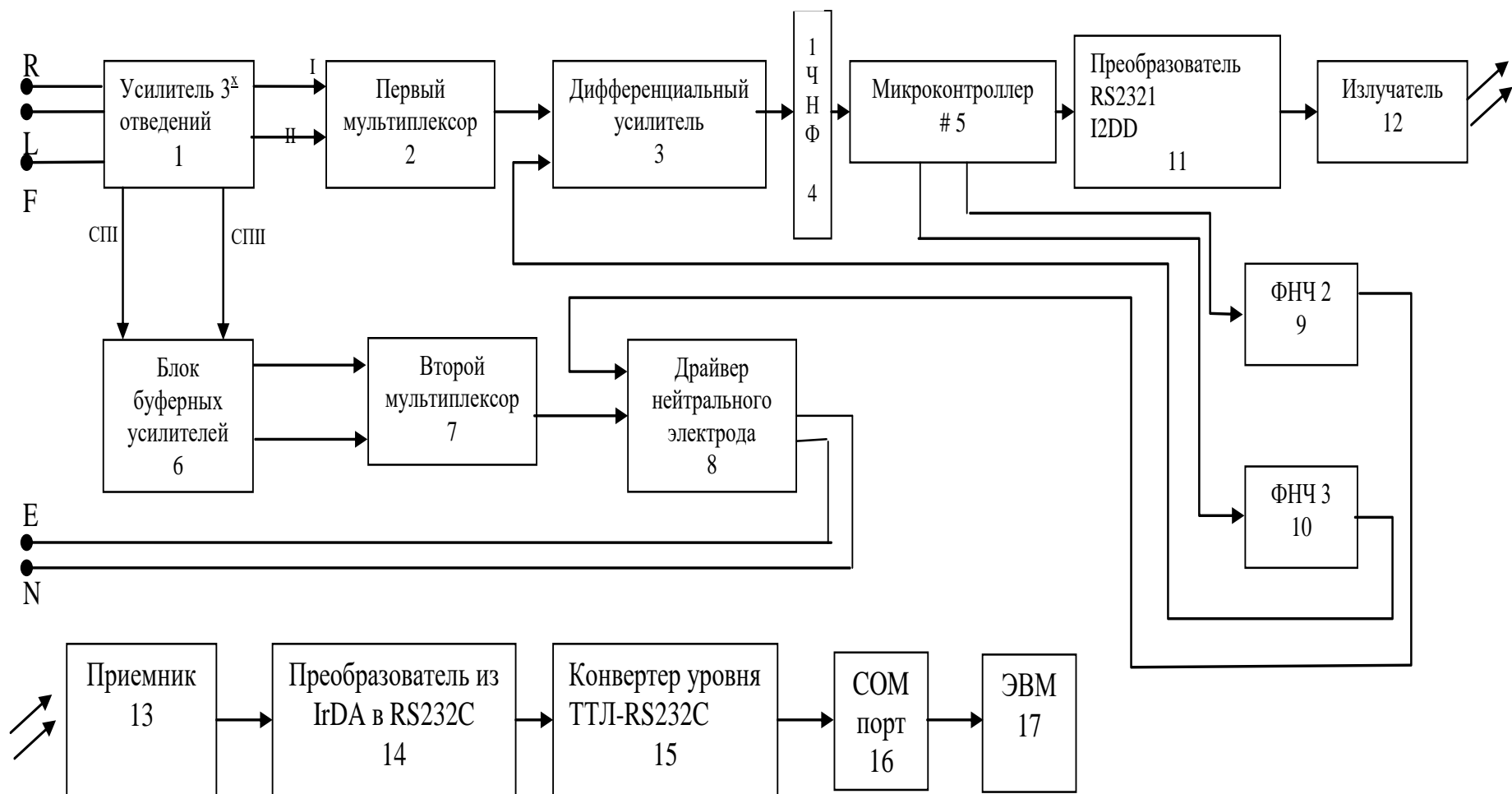


Рисунок 2.1 – Медицинская система с симплексной передачей данных по ИК каналу в компьютер

Синхронно с переключением каналов, осуществляемым мультиплексором 2, осуществляется переключение мультиплексора 7, который переключает сигнал синфазной помехи на вход драйвера нейтрального электрода и тем самым приводит обратную связь в соответствие с подключенным к микроконтроллеру каналом. В начале процесса измерения в канале микроконтроллер оценивает величину сигнала, и если ано вышла из динамического диапазона АЦП микроконтроллера, то на вход дифференциального усилителя 3 и на вход драйвера нейтрального Электрода подается с ШИМ выходов микроконтроллера компенсирующее напряжение по ШИМ выходу 1 и ШИМ выходу 2 и в зависимости от этого осуществляет компенсацию помехи тока через ФНЧ 2, тока через ФНЧ 3. напряжение, соответствующее выходу ШИМ, запоминается микроконтроллером и затем может быть добавлена к напряжению измеренному АЦП непосредственно на выходе усилителя 3. это позволяет значительно расширить диапазон измеряемого сигнала и отказаться от высокочастотной фильтрации в измерительном канале, приводящей к существенным искажениям сигнала.

После формирования кадра данных, который содержит признак начала кадра (синхробайт), результаты аналогово-цифрового преобразования всех каналов, поле служебных битов, где передаются маркеры компенсации дрейфа изолинии и контрольная сумма кадра, микроконтроллер через выход УАПП передает кадр в последовательном асинхронном виде на модулирующий вход импульсно-кодированного преобразователя (ИКП) (или ЧМ модулятора при использовании радиоканала). При передаче данных инфракрасным лучом ИКП кодирует каждый поступающий нулевой бит асинхронной последовательной посылки коротким импульсом, а каждый единичный бит – отсутствием импульса, т.е. работает в режиме IrDA, рекомендованном Ассоциацией по инфракрасной передаче данных. Именно такой режим передачи данных обеспечивает наибольшую помехозащищенность, гарантируя, что при импульсной помехе может потеряться информация в количестве минимум от одного бита, максимум до нескольких байтов (в зависимости от локализации импульсной помехи и от плотности передаваемого потока данных). Выходные импульсы ИКП излучаются в пространство инфракрасным приемопередатчиком.

Применение инфракрасного или радиоканала передачи данных с учетом того, что подвижный модуль питается от автономного источника питания, позволяет добиться надежной гальванической развязки биообъекта от электрических сетей.

В стационарном модуле, при передаче данных инфракрасным лучом, излучаемые блоком импульсы детектируются ИК приемопередатчиком. Далее импульсы попадают на демодулирующий вход ИКП, где они преобразуются в асинхронную последовательность нулей и единиц. После согласования уровня при помощи конвертора уровня эта последовательность передается на вход последовательного асинхронного СОМ-порта ЭВМ, работающего в режиме RS-232C, которым оснащены практически все ЭВМ. ЭВМ осуществляет управление работой микроконтроллера при помощи аналогичного обратного канала связи: с СОМ-порта через конвертор уровня асинхронная последовательность кодируется ИКП, импульсы излучаются приемопередатчиком, далее детектируются приемопередатчиком и передаются на демодулирующий вход ИКП, где импульсы преобразуются в асинхронную последовательность и затем поступают на вход УАПМ микроконтроллера. Обмен данными происходит в полудуплексном режиме.

Работа устройства происходит под управлением программных модулей, часть которых хранится в микроконтроллере, а часть в ЭВМ. Микроконтроллер начинает выполнять программу, алгоритм которой представлен на рисунке 2, после включения автономного источника питания. После инициализации регистров (блок 2, рисунок 2.2) микроконтроллер переходит в режим ожидания приема управляющих кодов от ЭВМ 17 (блок 3, рисунок 2.2). После заданного времени ожидания при наличии управляющего кода происходит его трансляция (блок 5, рисунок 2.2) и выполнение определенных действий, соответствующих значению управляющего кода. Далее происходит вывод синхробайта – признака начала кадра в УАПМ (блок 6, рисунок 2.2). После аналогово-цифрового преобразования всех каналов (блок 7, рисунок 2.2) выполняется процедура вычисления среднего уровня для каждого канала в заданном окне (блок 9, рисунок 2.2). После вычисления среднего уровня происходит его проверка на принадлежность заданному

диапазону (блок 10, рисунок 2.2). Если средневзвешенное значение какого-нибудь канала выходит за пределы, что означает наличие квазистационарных и стационарных помех (дрейфа изолинии), то происходит корректировка выходного уровня соответствующего ШИМ, а в служебном поле выходного кадра устанавливается соответствующий каналу маркер компенсации дрейфа изолинии (блок 11, рисунок 2.2). Далее, а также в случае отсутствия дрейфа изолинии или не законченности процесса вычисления средневзвешенного значения, формируется информационное поле кадра из отсчетов каналов (блок 12, рисунок 2.2), вычисляется контрольная сумма кадра, а затем кадр побайтно выводится в УАПД (блок 13, рисунок 2.2). Весь процесс зацикливается до тех пор, пока не поступит соответствующий код управления из ЭВМ 17.

Программный модуль, хранящийся в ЭВМ 19, обеспечивает управление микроконтроллером 5, регистрацию, хранение, визуализацию данных и маркеров компенсации дрейфа изолинии, анализ контрольной суммы кадра, а также автоматический анализ регистрируемых сигналов. Контрольная сумма кадра позволяет детектировать ошибки приема данных, которые могут иметь место при появлении импульсных помех в канале связи.

Таким образом, применение однокристалльной микросхемы универсального микроконтроллера с АЦП и ШИМ-выходами позволяет добиться повышения точности регистрации биопотенциалов путем гибкой компенсации возможного дрейфа изолинии, а также миниатюризации прибора, значительного снижения его стоимости и допустимого энергопотребления подвижного модуля от автономного источника питания за счет того, что один кристалл высокой степени интеграции выполняет функции аналогового мультиплексора, аналогово-цифрового преобразователя, анализатора наличия дрейфа изолинии, формирователя компенсирующего напряжения, преобразователя параллельного кода в асинхронный последовательный код, формирователя контрольной суммы кадра и маркеров компенсации. Выбор способа модулирования передаваемых данных позволяет организовать помехоустойчивую многоканальную передачу со служебным полем маркеров компенсации и контрольной суммы кадра в реальном времени.

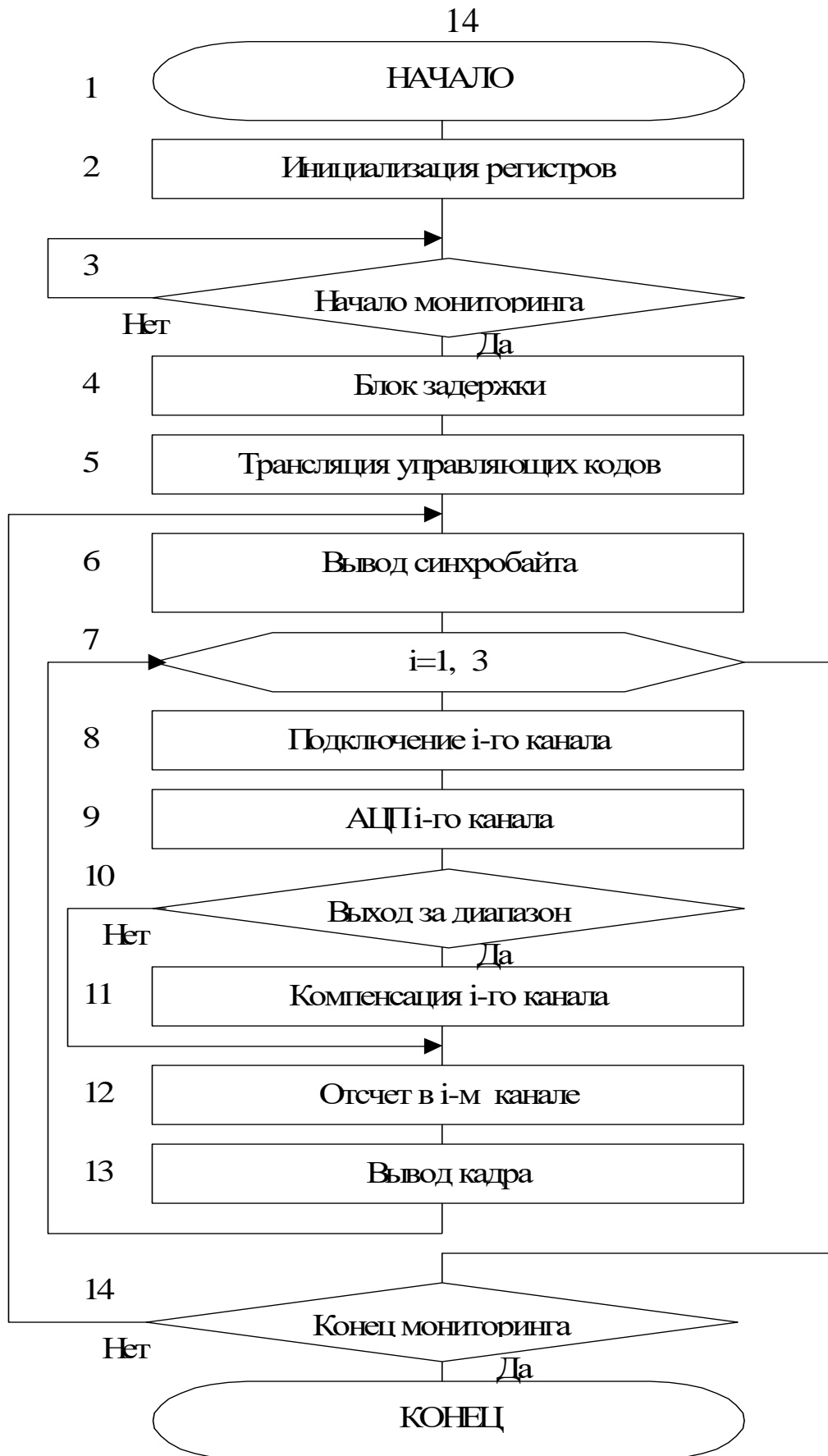


Рисунок 2.2 – Схема алгоритма программы микроконтроллера

Маркеры компенсации позволяют ЭВМ исключить из автоматического анализа артефактные комплексы, а также визуализировать получаемый сигнал с соответствующими пометками для облегчения анализа данных человеком.

Контрольная сумма кадра позволяет детектировать ошибки приема данных, которые могут возникать при появлении импульсных помех в канале связи. Отсутствие в телеметрической системе регистрации биопотенциалов между биообъектом и аналогово-цифровым преобразователем дополнительных модуляторов и демодуляторов позволяет дополнительно повысить точность измерения при вводе данных в ЭВМ для дальнейшей обработки. Применение инфракрасного (или радио) канала передачи данных с учетом того, что подвижный модуль питается от автономного источника питания, позволяет добиться надежной гальванической развязки биообъекта от электрических сетей.

## **2. Задание на практическую работу**

2.1. Нарисовать временные диаграммы на выходах функциональных узлов устройства рисунка 2.1 по заданию преподавателя.

2.3. Нарисовать принципиальные схемы отдельных функциональных узлов устройств рисунка 2.1 (по заданию преподавателя).

2.4. Выполнить расчет основных элементов согласно схем, полученных в пункте 2.3.

2.4. Представить спецификацию согласно выполненным расчетам и разработанной принципиальной схеме по пунктам 2.3. и 2.4.

## **3. Контрольные вопросы**

3.1. Из чего состоит стационарный модуль?

3.2. Что содержит подвижный модуль данного устройства?

3.3. Каким образом работает данное устройство?

3.4. Сколько каналов регистрации данных предусмотрено в данном устройстве? Перечислите их.



- 3.5. Для чего предназначен микроконтроллер?
- 3.6. Какой режим передачи данных обеспечивает наибольшую помехозащищенность?
- 3.7. Какую роль выполняют маркеры компенсации для ЭВМ?
- 3.8. Для чего может быть использована контрольная сумма кадра?
- 3.9. Какими основными параметрами обладает цап? дайте их определения.
- 3.10. Какими достоинствами и недостатками обладает структурная схема АЦП параллельного преобразования?
- 3.11. Какой параметр определяет разрешающую способность АЦП?
- 3.12. Что такое «апертура времени»?
- 3.13. Для чего используют буфер данных микропроцессора?
- 3.14. Перечислите компоненты схемы алгоритма программы микроконтроллера?
- 3.15. Каковы достоинства и недостатки микроконтроллеров?

## Практическое занятие №3. Составление функциональной схемы датчика артериального давления

### 1. Краткие теоретические сведения

Структурная схема устройства, реализующего аускультативный и осциллометрический метод измерения представлена на рисунке 3.1.

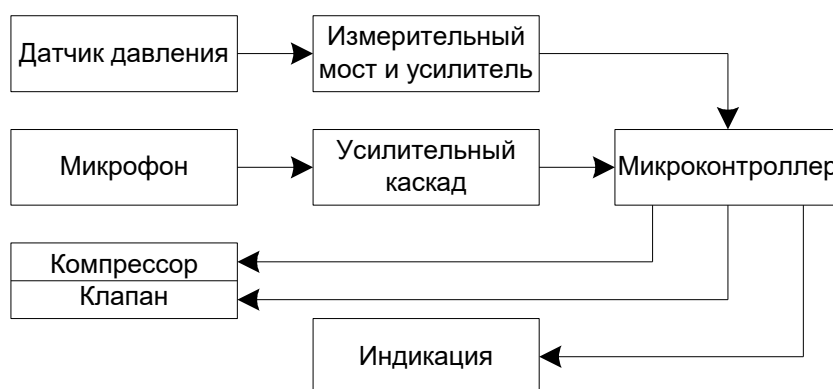


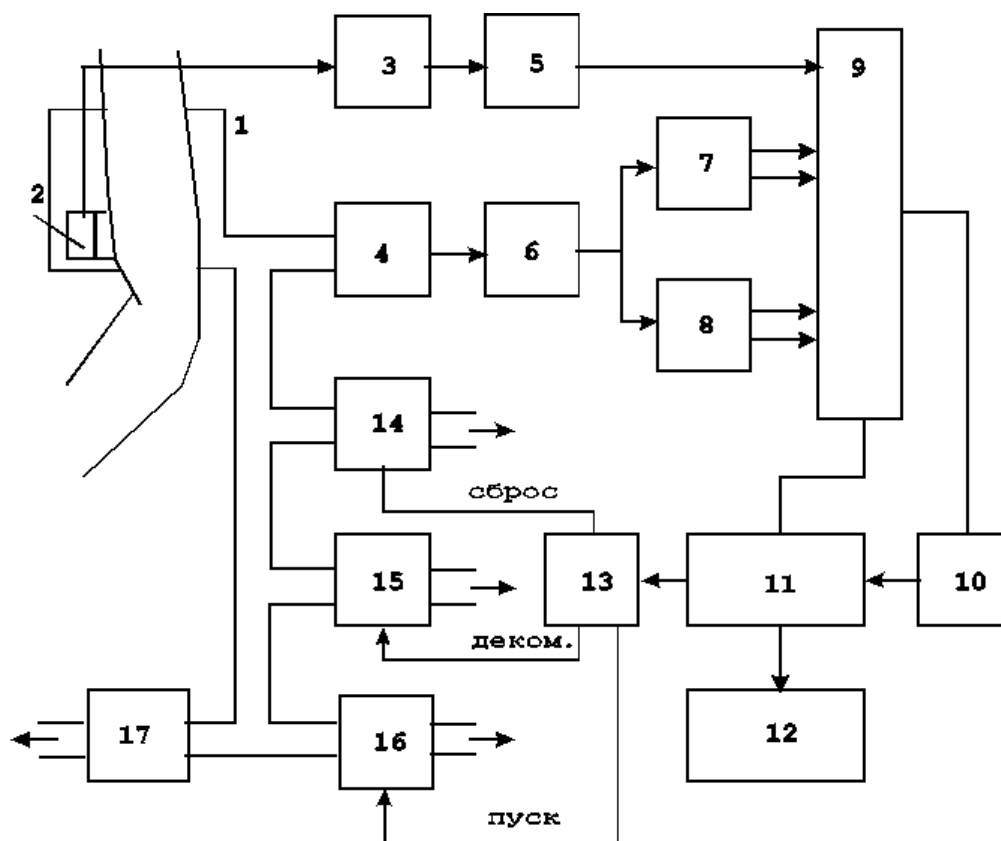
Рисунок 3.1 – Структурная схема устройства

Функциональная схема монитора АД с использованием двух косвенных методов измерения показана на рисунке 3.2.

Аускультативный измерительный канал монитора содержит дифференциальный акустический датчик, встроенный в нижнюю часть плечевой окклюзионной манжетки 1, усилитель разностного акустического сигнала 3 и фильтр тонов Короткова 5. Воздушная магистраль, соединенная с манжеткой, включает компрессор 16, создающий максимальное давление в манжетке, обычно выбираемое на 20...30 мм рт.ст. выше конечного систолического давления крови. Клапаны, включенные в магистраль, служат для быстрого сброса давления (14), плавной декомпрессии (15), предохранения магистрали от избыточного давления (17).

Осциллометрический канал включает датчик давления 4 тензометрического типа, соединенный с манжеткой 1, который преобразует давление в манжетке в электрический сигнал, усиливаемый дифференциальным каскадом 6. Постоянная составляющая сигнала, пропорциональная постоянной составляющей давления в манжетке, выделяется усилителем постоянного тока с ФНЧ 7, выделение и усиление сигнала пульсаций давления

осуществляется с помощью усилителя с ФВЧ 8. Контроллер 11, включающий процессор, ОЗУ, ПЗУ, соединен с дисплеем и осуществляет управление элементами воздушной магистрали, а также мультиплексором 9 и АЦП 10.



1 – плечевая манжета,  
 2 – диф. датчик токов короткова  
 3,6 – усилители,  
 4 – датчик давления,  
 5 – фильтр токов,  
 7 – усилители постоянной составляющей,  
 8 – усилители пульсаций,  
 9 – коммутатор сигналов

10 – АЦП,  
 11 – МП,  
 12 – дисплей,  
 13 – коммутатор токов,  
 14 – клапан сброса,  
 15 – клапан декомпр.,  
 16 – компрессор,  
 17 – клапан избыточного давления

Рисунок 3.2 – Функциональная схема монитора АД с использованием двух косвенных методов измерения

Сочетание аускультативного и осциллометрического каналов позволяет реализовать гибкие алгоритмы определения параметров АД - значений систолического, диастолического, среднего давления,

и тем самым повысить точность измерений и их надежность.

Так, среднее АД измеряется осциллометрическим методом, даже в тех случаях, когда звуковые сигналы тонов очень слабы.

Мониторы АД имеют автоматический режим периодических измерений с интервалом времени от 1 до 60 минут, а также систему тревожной сигнализации при выходе измеряемых параметров за установленные границы.

Пределы измерения давления устанавливаются чаще всего от 0 до 250 мм рт.ст. Точность отсчета давления определяется как  $\pm 3$  мм рт.ст.. Эта величина является инструментальной погрешностью измерения давления воздуха в окклюзионной манжетке.

## **2. Задание на практическую работу**

2.1. Нарисовать временные диаграммы на выходах функциональных узлов устройства рисунка 3.1 и рисунка 3.2 по заданию преподавателя.

2.3. Нарисовать принципиальные схемы отдельных функциональных узлов устройств рисунков 3.1 и 3.2 (по заданию преподавателя).

2.4. Выполнить расчет основных элементов согласно схем, полученных в пункте 2.3.

2.4. Представить спецификацию согласно выполненным расчетам и разработанной принципиальной схеме по пунктам 2.3. и 2.4.

## **3. Контрольные вопросы**

3.1. Перечислите компоненты структурной схемы данного устройства.

3.2. Что содержит аускультативный измерительный канал монитора?

3.3. Какие компоненты включает в себя осциллометрический канал?

3.4. Как выглядит функциональная схема монитора АД с использованием двух косвенных методов измерения?

3.5. Что позволяет реализовать сочетание аускультативного и осциллометрического каналов?

3.6. В чем заключается отличие функциональной схемы от структурной?

3.7. Что является наиболее простым методом оценки параметров сердечного ритма?

3.8. Что является целью данного датчика артериального давления?

3.9. Что представляет собой датчик измерения АД?

3.10. Какой режим имеют мониторы АД?

3.11. Какая величина является инструментальной погрешностью измерения давления воздуха в окклюзивной манжетке?

3.12. Что включает в себя осциллометрический канал?

3.13. Что содержит аускультативный измерительный канал монитора?

3.14. Клапаны, включенные в воздушную магистраль аускультативного измерительного канала монитора?

3.15. Что включает в себя контроллер осциллометрического канала?