

Документ подписан простой электронной подписью
Информация о владельце:
ФИО: Емельянов Сергей Геннадьевич
Должность: ректор
Дата подписания: 16.12.2021 21:00:59
Уникальный программный ключ:
9ba7d3e34c012eba476ffd2d064cf2781d953be730d12574d16f5c02e516b0f0c6

МИНОБРНАУКИ РОССИИ

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

Кафедра биомедицинской инженерии



ПРИБОРЫ, СИСТЕМЫ И ИЗДЕЛИЯ МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ

Методические указания к выполнению практических занятий аспирантов
направления подготовки

12.06.01 Фотоника, приборостроение, оптические и биотехнические системы и
технологии (Приборы, системы и изделия медицинского назначения)

Курск 2018

УДК 615.478

Составитель: Корневский Н.А.

Рецензент

Доктор медицинских наук: Коцарь А.Г.

Приборы, системы и изделия медицинского назначения: методические рекомендации к выполнению практических работ / Юго-Зап. гос. ун-т; сост.: Н.А. Корневский. - Курск, 2018. 73 с.

Содержат сведения по вопросам эксплуатации, диагностики, ремонт и обслуживанию биотехнических систем медицинского назначения. Указывается порядок выполнения практических занятий и структура отчета.

Предназначены для аспирантов специальности направления подготовки 12.06.01 Фотоника, приборостроение, оптические и биотехнические системы и технологии (Приборы, системы и изделия медицинского назначения) очной и заочной форм обучения.

Текст печатается в авторской редакции

Подписано в печать _____. Формат 60x84 1/16

Усо.печ.л.4,24. Уч.-изд.л.3,84.Тираж ____ экз. Заказ: ____ Бесплатно.

Юго-Западный государственный университет.

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

Содержание

ПРАКТИЧЕСКОЕ ЗАНЯТИЕ №1	4
Типовые структуры электрофизиологической аппаратуры, использующей интерфейсы AFE	4
ПРАКТИЧЕСКОЕ ЗАНЯТИЕ №2	13
Аналоговый интерфейс обработки электрокардиограмм ADAS 1000.....	13
ПРАКТИЧЕСКОЕ ЗАНЯТИЕ №3	27
Комплекс для съема и обработки электрофизиологической информации «Нейро-спектр»	27
ПРАКТИЧЕСКОЕ ЗАНЯТИЕ №4	55
Исследование variability сердечного ритма и кардиоваскулярных тестов.	55
ПРАКТИЧЕСКОЕ ЗАНЯТИЕ №5	64
Лабораторные анализаторы на базе LMP 901xx.....	64

ПРАКТИЧЕСКОЕ ЗАНЯТИЕ №1

Типовые структуры электрофизиологической аппаратуры, использующей интерфейсы AFE

1.1. Цель работы: приобретение и закрепление умений и навыков в эксплуатации современных электрофизиологических приборов на основе аналоговых интерфейсов.

1.2. Информационный материал к занятию

В настоящее время с целью решения задач структурно-функциональной оптимизации систем обрабатывающих аналоговые сигналы, включая биотехнические системы многие производители, выпускают интегрированные микросхемы для сбора и предварительной обработки аналоговых сигналов. В зарубежной литературе микросхемы такого типа обозначают термином Analog Front End (AFE).

Производственным лидером в этой области считают американскую фирму Texas Instruments (TI). Значительное число микросхем типа AFE выпускается специально для медицинских приложений. Например, микросхема AD9671 представляет собой восьмиканальный аналоговый входной интерфейс с цифровым демодулятором и портом стандарта YESD 204 В и предназначена для систем ультразвуковой диагностики; микросхема AD8232 выполнена как аналоговый интерфейс для решения задач контроля ЭКГ и в частности ЧСС для одного отведения; ADAS 1000 – аналоговый интерфейс с низким энергопотреблением для пятиэлектродных электрокардиографов; микросхемы AD9278 и AD9279 - восьмиканальные приемники сигналов ультразвуковых частот; AD5791 – прецизионный 20-битный ЦАП для систем магниторезонансной томографии; ADAS1128 – 24-битный преобразователь тока в цифровой код с критическими системными требованиями и т.д.

Использование микросхем типа AFE значительно упрощает процесс проектирования. При этом освободившееся конструкторское время может быть

перераспределено в пользу значительного улучшения математического обеспечения и пользовательских интерфейсов.

Типовая обобщенная структура микросхем типа AFE приведена на рис. 1.1

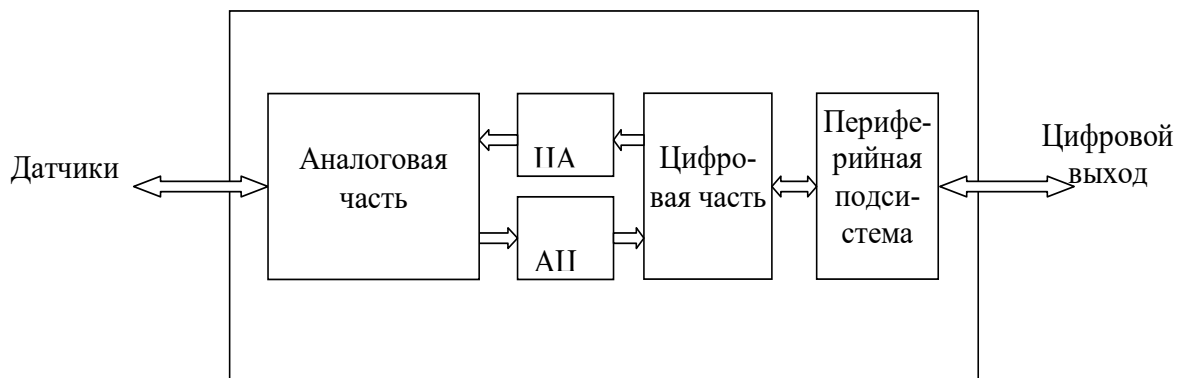


Рис. 1.1 – Обобщенная структура устройств типа AFE

Конкретные структура и функции AFE определяются решаемой задачей. Например, AFE ориентированные на регистрацию ЭКГ в аналоговой части содержат коммутаторы, усилители с программируемым коэффициентом усиления, фильтры, драйверы обратной связи на биообъект и экран и т.д. Как правило, при проектировании аналоговой части используют те же схемы, что и в «классическом» аналоговом исполнении. После достаточно качественного аналогово-цифрового преобразования дальнейшую предварительную обработку производит цифровая часть, в состав которой могут входить как классические микросхемы, так и DSP процессоры, которые решают задачи подавления синфазной помехи, вычисления отведений, фильтрации и т.д. Периферийная подсистема обеспечивает реализацию стандартных протоколов (чаще всего SPI) через периферийную систему AFE подключается к другим вычислительным средствам или средствам передачи данных (например, Bluetooth). Через неё не осуществляется настройка параметров AFE. Для воздействия на биообъект или формироваться тестовых сигналов (например, при измерении надежности контактов электродов; при измерении индекса и др.) в схему AFE включают ЦАП. Естественно, что в зависимости от решаемых задач некоторые блоки

приведенные на рис. 1.1 могут отсутствовать, например в микросхеме для измерения pH отсутствуют ЦАП, АЦП и цифровая часть.

На рис. 1.2 приведен вариант схемы кардиомонитора с использованием микросхемы ADAS 1000 реализующей функции аналогового интерфейса.

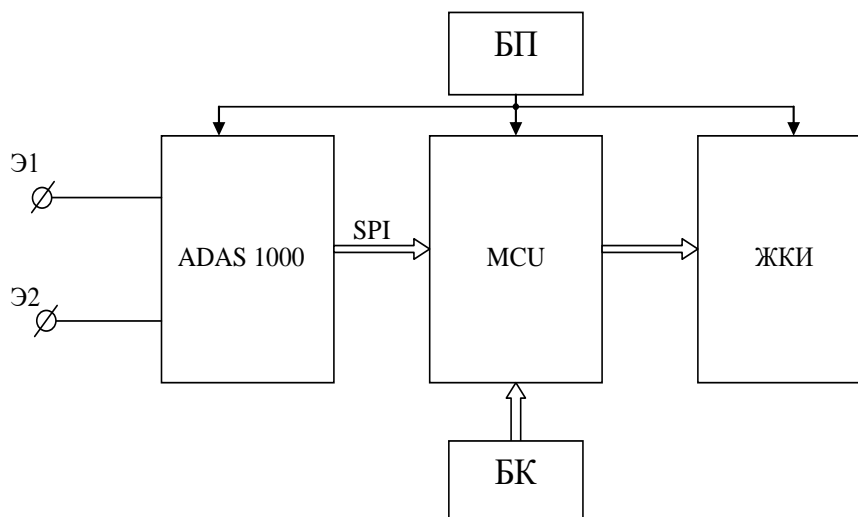


Рис. 1.2 – Структура кардиомонитора с использованием аналогового интерфейса

В схеме приведённой на рис. 1.2 аналоговый интерфейс ADAS 1000 подключается непосредственно к двум грудным электродам Э1 и Э2.

Этой микросхемой сигнал усиливается с подавлением синфазной помехи, фильтруется и преобразуется в последовательный цифровой код стандарта SPI. Микроконтроллер MCU выполняет требуемый набор вычислений (расчет ЧСС, выделение и классификацию аритмий, определяет наличие тахикардий и брадикардий и т.д.) и обеспечивает формирование кодов для жидкокристаллического индикатора (ЖКИ). Управление работой кардиомонитора осуществляется блоком клавиатуры (БК). Питается прибор от блока питания (БП) (аккумулятор) напряжением 3В.

На рис. 1.3 показан вариант структуры измерителя кислотности на специализированной микросхеме типа LMP91200. Эта микросхема сделана специально для измерителей pH на двухэлектродных датчиках кислотности. Дополнительно по входу RTD эта микросхема поддерживает температурные

датчики типа Pt 1000, Pt 100. При измерении температуры на выход VOUT подается сигнал с U1 через MUX1. На выводе VOCM устанавливается напряжение смещения в зависимости от диапазона измерения PH. Измерение значения кислотности через PH-буфер передается на выход при нижнем положении переключателя MUX1. Микросхема программируется через стандартный интерфейс с протоколом SPI. Имеются встроенные функции тестирования, с помощью которых проверяется правильность подключения и работы датчиков.

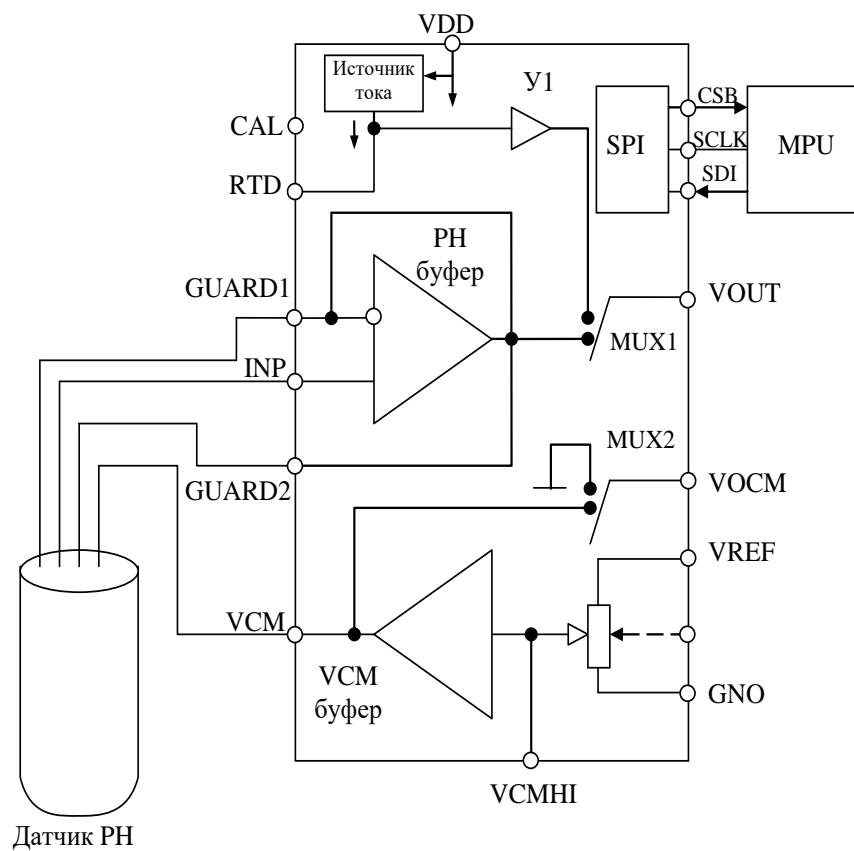


Рис. 1.3 – Микроконтроллерная схема измерения кислотности с аналоговым интерфейсом LMP91200

Как видно из рис. 1.3 выходной сигнал VOUT характеризующий значение PH или температуры является аналоговым. Поэтому для его обработки цифровыми средствами следует использовать отдельную микросхему АЦП.

Специально для разработки multifunctional systems работающих с различными типами датчиков в медицине и экологии фирма Analog Devices

разработала прецизионные и энергоэффективные чипы (meter – on – a – chip) типа ADuCM350. Основное назначение этого чипа объединение различных устройств, следящих за состоянием здоровья, таких как медицинское диагностическое оборудование у постели больного, многофункциональные мониторы для оценки состояния здоровья и окружающей среды, домашние медицинские устройства, а также носимые индикаторы основных показателей состояния организма, браслеты для фитнеса и спорта.

Структурная схема микрочипа ADuCM350 приведена на рисунке 5.4. Из приведенной структуры следует, что эта микросхема может быть отнесена к разряду прикладных процессоров имеющих в качестве ядра достаточно мощный микропроцессор ARM Cortex M3 и акселератор выполняющий функции DSP к которым добавлены элементы аналогово-цифровой части типа AFE.

Подключение множества пассивных датчиков (электроды, емкостные датчики, тензодатчики, электрохимические датчики и т.д.) к инструментальным усилителям (TIA) осуществляется через матрицу аналоговых коммутаторов (Switch Matrix). Микросхема ADuCM350 реализует функцию автокалибровки датчиков. После TIA аналоговый сигнал фильтруется фильтром низких частот (F) и через мультиплексор (MUX) поступает на 16-ти разрядный аналогово-цифровой преобразователь (ADC), работающий с частотой дискретизации 160 кГц. Для измерения импеданса и работы с емкостными датчиками в микросхеме имеется программно-управляемый генератор (Waveform Generator) расположенный в блоке аппаратного акселерометра формирования сигналов и фильтрации (Accelerators). Цифровой код с этого генератора преобразуется в аналоговый сигнал двенадцатиразрядным ЦАП (DAC), фильтруется фильтром низкой частоты (ФНЧ) и через усилитель Amp и программируемую матрицу подается на биообъект или соответствующий датчик. Температурный режим микросхемы контролируется температурным датчиком (T sensor).

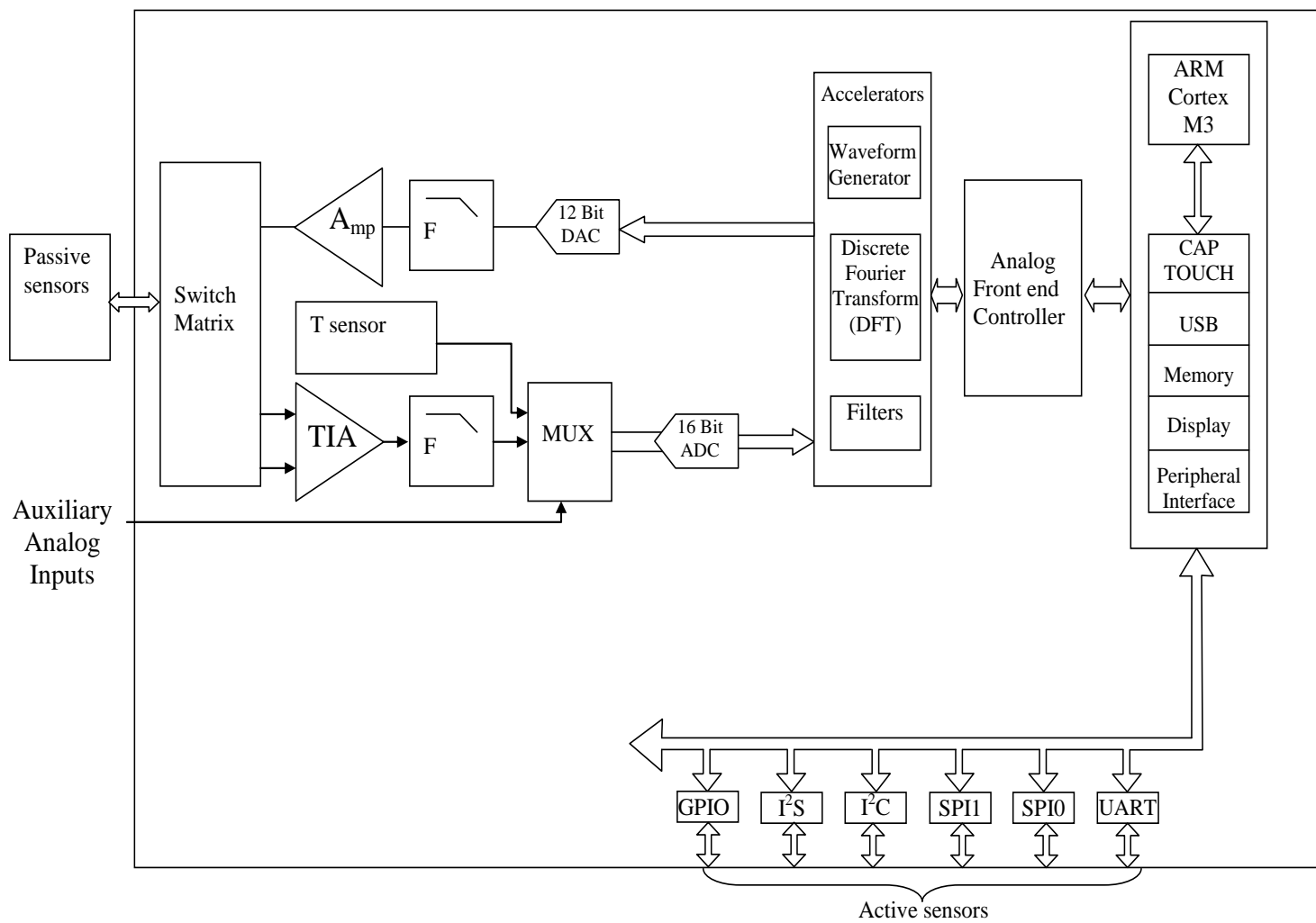


Рис. 1.4 Структура прецизионного чипа ADuCM350

Данные температурного датчика могут использоваться для оценки и коррекции погрешностей измерений. Для проведения биоимпедансных измерений используется быстрое преобразование Фурье с аппаратной поддержкой блоком DFT. С целью улучшения соотношений сигнал/шум реализуется программируемые цифровые фильтры (блок Filters). Работа аналогово цифровой части поддерживается контроллером AFE (Analog Front end Controller). Взаимодействие аналогово цифровой части AFE с другими блоками микросхемы ADvCM350 и «внешним цифровым миром» обеспечивает процессор ARM cortex –M3 (частота работы процессора 16 мГц).

Микропроцессорная часть микросхемы содержит: контроллер сенсорной клавиатуры (CAP TOUCH); интерфейс USB; контроллер ЖК дисплея (Display) с параллельным и последовательными интерфейсами; контроллер сегментного ЖК-дисплея; блок памяти (Memory). Блок памяти состоит из Flash (384 кбайт), EEPROM (16 кбайт, электрически перепрограммируемое ПЗУ), SRAM (32 кбайт, статическое ОЗУ).

С внешними цифровыми устройствами и с активными датчиками (например AFE – акселерометрами) микросхема ADuCM350 «связывается» посредством периферийного интерфейса (Peripheral Interface) аппаратно поддерживая последовательные интерфейсы UART, SPI, I²C, I²S, а так же побитно программно-управляемый интерфейс GPIO.

С помощью интерфейса GPIO пользователь может создавать как «свои» протоколы обмена, так и стандартные интерфейсы типа дополнительных SPI, I²C и т.д.

Микросхема ADuCM350 обеспечивает широкие возможности управления питанием и может питаться от одноэлементной дисковой батарейки.

Для подключения к ПЭВМ необходимо обеспечить соответствующую гальваническую развязку.

1.3. Подготовка к занятию.

Группа разбивается на 4 подгруппы. Подгруппа 1 получает задание ознакомиться со структурой и принципом работы микросхемы ADAS1000. Подгруппа 2 получает задание ознакомиться со структурой и принципом работы микросхемы AD5933. Подгруппа 3 получает задание ознакомиться со структурой и принципом работы микросхемы AFE4300. Подгруппа 4 получает задание ознакомиться со структурой и принципом работы микросхемы ADuMC 350.

Представитель от подгруппы должен быть готов представить аудитории структуру изучаемой микросхемы, доложить о принципах ее работы и вариантах использования в биотехнических системах.

1.4. Рекомендуемый план проведения практического занятия.

Рекомендуемые технологии: репродуктивная в сочетании с интерактивной. Форма интерактива – диалог между студентами и педагогом о функциональных возможностях AFE и их применении в биотехнических системах различных типов и назначений. Объем интерактива – 1 час.

Каждый из представителей подгруппы представляет структурную схему AFE и докладывает о принципах ее работы. В режиме диалога выясняются подробности ее функционирования и вырабатываются рекомендации по их использованию в конкретных биотехнических системах.

1.5. Задание на самостоятельную работу для практического занятия №6.

Аналогично практическому занятию №1 группа разбивается на подгруппы для составления медико-технических требований по проектированию аналогов по функциональным возможностям приборов ECG9020K, Кардио Тест 01 и EEG80. Все студенты знакомятся с ГОСТ Р50 444 – 92.

1.6. Содержание отчета.

1.6.1. В каждом отчете структурные схемы ADAS1000, AD5933, AFE4300, ADuMC 350 с описанием структуры и принципов работы.

1.6.2. В отчетах, согласно подгруппам, структура и описание законченного прибора медицинского или экологического назначения по изучаемой микросхеме.

1.7. Вопросы для собеседования

1. Нарисуйте обобщенную схему AFE и оцените их достоинства и возможные недостатки.

2. Расскажите о структуре и возможностях AD5933.

3. Расскажите о структуре и возможностях ADAS1000.

4. Расскажите о структуре и возможностях AFE4300.

5. Расскажите о структуре и возможностях ADuMC 350.

6. Предложите пути развития направления AFE.

ПРАКТИЧЕСКОЕ ЗАНЯТИЕ №2

Аналоговый интерфейс обработки электрокардиограмм ADAS 1000.

2.1. **Цель работы:** знакомство со структурой AFE ADAS 1000 и особенностями эксплуатации электрокардиографов на их основе.

2.2. Информационный материал к занятию

2.2.1. Общие сведения о медицинском аналоговом интерфейсе и ADAS 1000.

В настоящее время с целью решения задач структурно-функциональной оптимизации систем обрабатывающих аналоговые сигналы, включая биотехнические системы многие производители, выпускают интегрированные микросхемы для сбора и предварительной обработки аналоговых сигналов. В зарубежной литературе микросхемы такого типа обозначают термином Analog Front End (AFE).

Производственным лидером в этой области считают американскую фирму Texas Instruments (TI). Значительное число микросхем типа AFE выпускается специально для медицинских приложений. Например: микросхема AD9671 представляет собой восьмиканальный аналоговый входной интерфейс с цифровым демодулятором и портом стандарта YESD 204 В предназначена для систем ультразвуковой диагностики; микросхема AD8232 выполнена как аналоговый интерфейс для решения задач контроля ЭКГ и в частности ЧСС для одного отведения; ADAS 1000 – аналоговый интерфейс с низким энергопотреблением для пятиэлектродных электрокардиографов; микросхемы AD9278 и AD9279 - восьмиканальные приемники сигналов ультразвуковых частот; AD5791 – прецизионный 20-битный ЦАП для систем магниторезонансной томографии; ADAS1128 – 24-битный преобразователь тока в цифровой код для систем компьютерной томографии; ADuM4160 – однокристалльный изолятор USB для медицинского оборудования с критическими системными требованиями и т.д..

Типовая обобщенная структура микросхем типа AFE приведена на рис. 10.1.

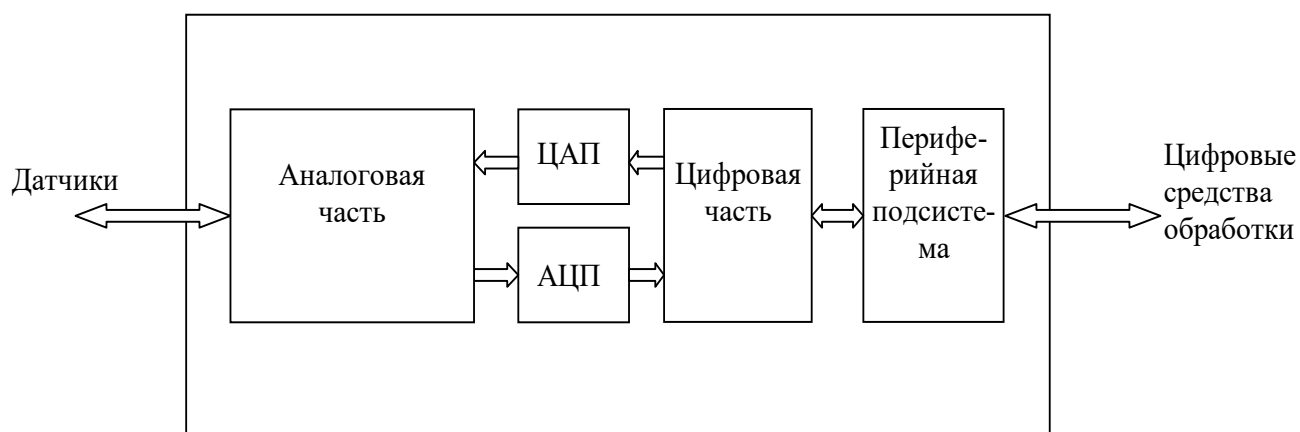


Рис. 2.1 – Обобщенная структура устройств типа AFE

Конкретные структура и функции AFE определяются решаемой задачей. Например, AFE ориентированные на регистрацию ЭКГ в аналоговой части содержат коммутаторы, усилители с программируемым коэффициентом усиления, фильтры, драйверы обратной связи на биообъект и экран и т.д. Как правило, при проектировании аналоговой части используют те же схемы, что и в «классическом» аналоговом исполнении. После достаточно качественного аналогово-цифрового преобразования дальнейшую предварительную обработку производит цифровая часть, в состав которой могут входить как классические микросхемы, так и DSP процессоры, которые решают задачи подавления синфазной помехи, вычисления отведений, фильтрации и т.д. Периферийная подсистема обеспечивает реализацию стандартных протоколов (чаще всего SPI) через периферийную систему AFE подключается к другим вычислительным средствам или средствам передачи данных (например, Bluetooth). Через неё не осуществляется настройка параметров AFE. Для воздействия на биообъект или формирования тестовых сигналов (например, при измерении надежности контактов электродов; при измерении импеданса и др.) в схему AFE включают ЦАП. Естественно, что в зависимости от решаемых задач некоторые блоки

приведенные на рис. 10.1 могут отсутствовать, например, в микросхеме для измерения РН отсутствуют ЦАП, АЦП и цифровая часть.

На рис. 10.2 приведен вариант схемы кардиомонитора с использованием микросхемы ADAS 1000 реализующий функции аналогового интерфейса.

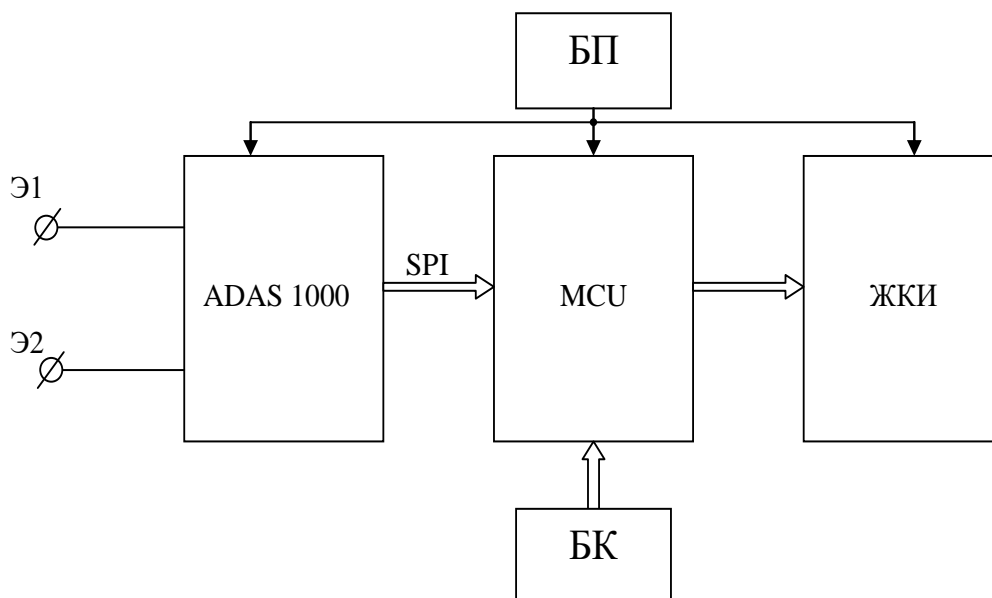


Рис. 2.2 – Структура кардиомонитора с использованием аналогового интерфейса

В схеме приведённой на рис. 2.2 аналоговый интерфейс ADAS 1000 подключается непосредственно к двум грудным электродам Э1 и Э2.

Этой микросхемой сигнал усиливается с подавлением синфазной помехи, фильтруется и преобразуется в последовательный цифровой код стандарта SPI. Микропроцессор MCU выполняет требуемый набор вычислений (расчет ЧСС, выделение и классификацию аритмий, определяет наличие тахикардий и брадикардий и т.д.) и обеспечивает формирование кодов для жидкокристаллического индикатора (ЖКИ). Управление работой кардиомонитора осуществляется блоком клавиатуры (БК). Питается прибор от блока питания (БП) (аккумулятор) напряжением 3В.

2.2.2. Структура и принцип работы AFE ADAS 1000.

Применительно к ЭКС фирма Analog Devices разработала специализированную микросхему ADAS 1000 обеспечивающую регистрацию

электрокардиосигнала по пяти каналам непосредственно с электродов. Микросхема имеет развитую систему управления позволяющую конструировать интерфейс в зависимости от медико-технических требований.

Входные сигналы могут конфигурироваться внутренним мультиплексором в различные системы отведений (одна микросхема может сформировать до 8-ми стандартных отведений). Каждый из каналов имеет собственные усилители, фильтры и аналогово-цифровые преобразователи. Предусмотрено дифференциальное подавление синфазных помех, а так же дополнительные схемы подавления помех с помощью подачи сигналов на экраны и удаленный (нога) электрод пациента. Выходной сигнал – последовательный цифровой код стандарта SPI, что позволяет подключать микросхему различным микроконтроллерам, работающим с тем же протоколом без дополнительного согласования. Микросхема содержит один дополнительный канал для контроля работы системы дыхания.

Перечисленные и ряд других возможностей микросхемы ADAS 1000 позволяют использовать её в медицинских приборах различного назначения, например в системах диагностического назначения, мониторах, в аппаратах для проведения стресс тестов, в дефибрилляторах и т.д. Структурная схема микросхемы ADAS 1000 приведена на рис 2.3.

Для оптимального использования ADAS 1000 в медицинских изделиях необходимо знать её устройство хотя бы на структурно-функциональном уровне, способы её программирования и подключения. Сигналы могут подаваться на входы ECG1,...,ECG5. В некоторых режимах работы на эти электроды могут быть поданы сигналы формируемые интерфейсом ADAS 1000 (при контроле качества прикрепления электродов на постоянном и переменном токе, при контроле дыхания и т.д.), поэтому на рис 2.3 связь мультиплексора с электродами показана двойной стрелкой.

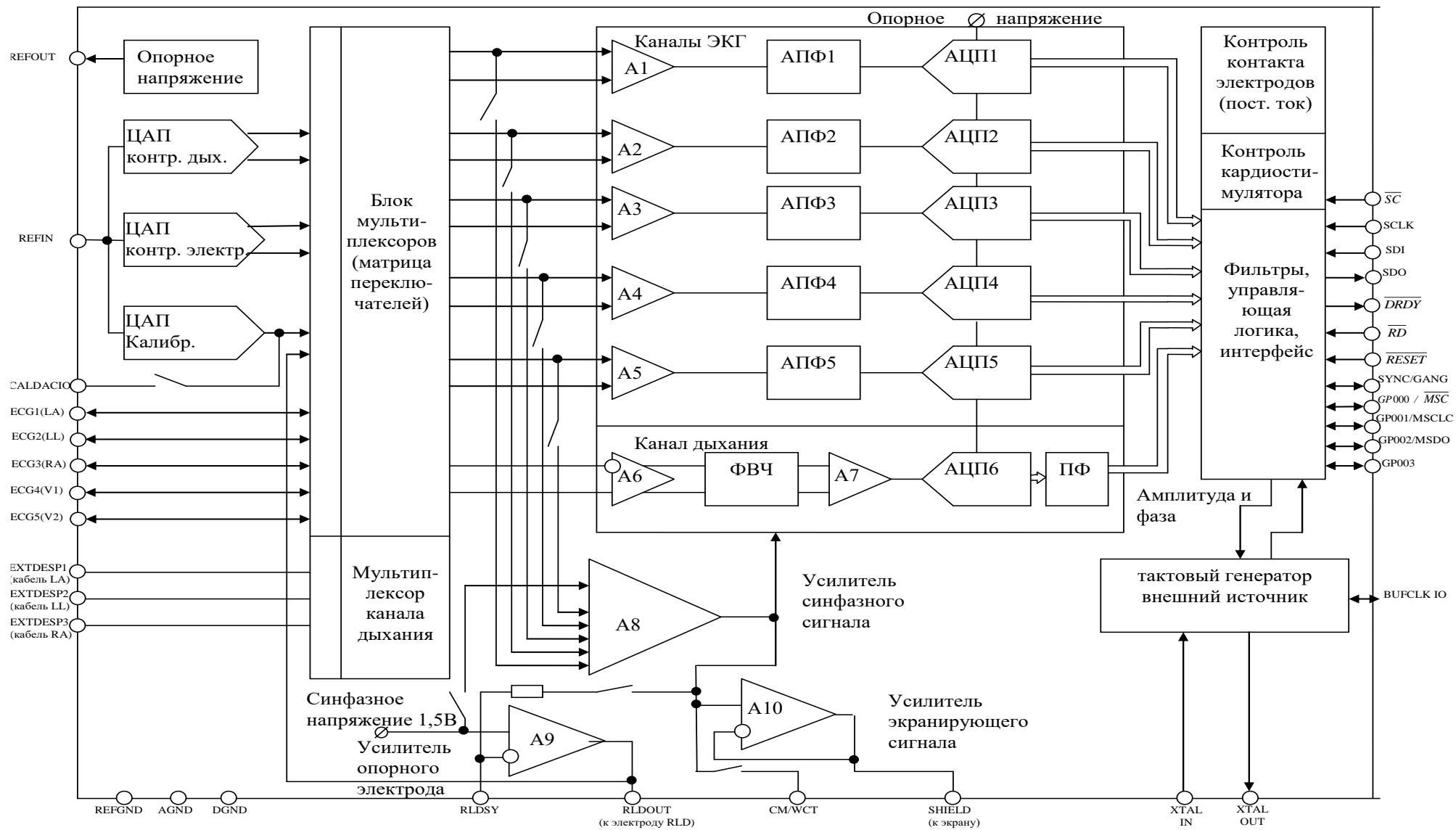


Рис. 2.3 Структурная схема аналогового интерфейса ADAS1000

В режиме съема электрокардиосигнала (ЭКГ) разность потенциалов с электродов мультиплексором передаётся на дифференциальный усилитель, работающий в диапазоне $\pm 1\text{В}$. относительно синфазной составляющей 1,5В.

Усилитель обеспечивает подавление синфазного сигнала на 110 дБ. Коэффициент усиления может дискретно меняться, но остается небольшим (не более двух). Такой небольшой коэффициент усиления позволит не использовать разделяющих конденсаторов для «подавления» напряжения смещения электродов. Отсутствие емкостей обеспечивает быстрое время восстановления системы после мощных импульсов дефибрилятора или других электрических перегрузок.

Различные режимы работы входных цепей аналогового интерфейса обеспечиваются системой переключателей блока мультиплексоров (рис 2.4).

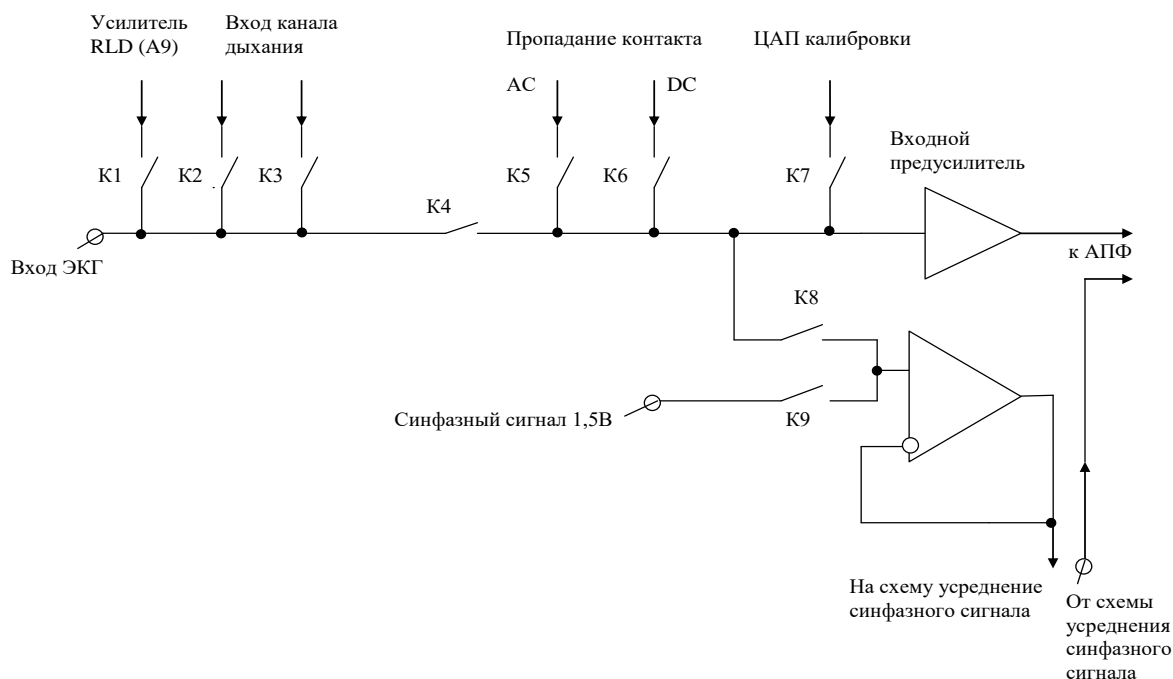


Рис. 2.4 Схема коммутации входных цепей ADAS1000

Например, для организации дополнительного подавления синфазного сигнала сигнал RLD с усилителя опорного электрода A9 должен быть подан на правую ногу (наиболее удаленная от сердца конечность). Для этого размыкаются все контакты кроме K1. При контроле качества контактов на постоянном или переменном токе замыкаются контакты K5 или K6. При

включении режима калибровки замыкается контакт K7 остальные размыкаются и т.д.

Усиленный предусилителями A1,...,A5 сигнал подается на вход активных помехоподавляющих фильтров (АПФ1,...,АПФ5, рис 10.3) Эти фильтры имеют фиксированную частоту среза 65 кГц и обеспечивают дополнительное усиление сигнала с коэффициентом 2,8. Аналогово-цифровое преобразование производится отдельно по каждому из каналов. Аналогово-цифровые преобразователи АЦП1,...,АЦП6 построены по схеме последовательного приближения, что обеспечивает хорошее соотношение сигнал/шум и линейность, а так же низкую мощность рассеивания.

Максимальная скорость работы АЦП обеспечивается на частоте 2МГц. При этом потребляемая микросхемой мощность максимальна. Имеется возможность программировать скорость преобразования аналог-код.

При снижении скорости преобразования появляется возможность снижать потребляемую мощность настолько, что ADAS 1000 может быть использована в системах длительного мониторинга работы сердца. Максимальная мощность, потребляемая микросхемой – 22мВт. В экономном режиме (отключение некоторых функциональных блоков и при низкой производительности) – 11мВт. Сигналы с выходов АЦП в блоке фильтров, управляющей логики и интерфейса подвергаются усреднению по выборкам, фильтрации и преобразуются в стандартный последовательный код передачи данных по протоколу SPI. Этот протокол физически реализуется четырьмя проводами. В варианте, когда микросхема ADAS 1000 управляется со стороны микроконтроллера (ADAS 100 имеет подчиненную шину), электрические сигналы шины SPI имеют следующее описание: SDO-выход последовательной передачи данных; SDI-вход последовательного приема данных; SCLK-вход синхронизации приема данных; SC-выбор микросхемы. Чтобы считать данные с ADAS 1000 управляющий микроконтроллер сигналом низкого уровня \overline{SC} выбирает микросхему и посылает ей тактовые импульсы, по входу SCLK одновременно принимая данные с входа SDO. Микроконтроллер, анализирует

фронты сигналов, поступающих с выхода SDO аналогового интерфейса. расшифровывая передаваемые последовательности нулей и единиц. При использовании 16 битных данных частота передачи данных составляет 128 кГц. При 20-ти битах данных эта частота снижается до 2кГц.

Сигнал \overline{DRDY} (низкий уровень) сообщает микроконтроллеру о готовности данных в интерфейсе ADAS 1000. Сигнал \overline{RD} (низкий уровень) сообщает о готовности обмена со стороны микроконтроллера.

Группа контактов $GP000/\overline{MSC}$, $GP001/MSCLC$, $GP002/MSDO$, $GP003$ образуют вторичный интерфейс управляющий скоростью формирования и передачи данных. Сигналом \overline{RESET} (низкий уровень) обеспечивается общий сброс элементов микросхемы. Выводы REFGND, AGND и DGND предназначены для подключения приводов референтной, аналоговой и цифровой земли соответственно.

Микросхема ADAS 1000 аппаратно поддерживает различные варианты подавления синфазных помех. Усилителем A9 формируется сигнал обратной связи для правой ноги снимаемый через усилитель A8 с измерительных электродов и подаваемый на соответствующий электрод через вывод RLD OUT. В микросхеме ADAS 1000 имеется возможность управлять напряжением на электроде подключенном к выходу A9. Здесь предусмотрены такие варианты управления. На электрод RLD можно вывести синфазное напряжение 1,5В с внутреннего источника и компенсирующий сигнал с одного или нескольких электродов (группа переключателей на входах A8). При этом, если контакт на электроде RLD с телом пациента нарушится, то компенсирующий синфазный сигнал перенаправляется на один из измерительных электродов (связь A9 с мультиплексором) поддерживая работоспособность системы.

Усилитель A10 выполняет роль драйвера активного экранирования. Формирование стандартных отведений реализуется вычислительными алгоритмами. Для стандартной пятиэлектродной системы может быть вычислено 8 отведений. Для вычисления 12 стандартных отведений необходимо использовать две микросхемы ADAS 1000.

Вычисления производятся в соответствии с таблицей 2.1

Таблица 10.1. Вычисление стандартных отведений.

Число отведений	Обозначение	Вычислительные формулы
8 отведений, используется одна микросхема	I	LA-RA
	II	LL-RA
	III	LL-LA
	aVR	$RA-0,5 \times (LA+LL)$
	aVL	$LA-0,5 \times (LL+RA)$
	aVF	$LL-0,5 \times (LA+RA)$
	V1'	$V1-0,333 \times (LA+RA+LL)$
	V2'	$V2-0,333 \times (LA+RA+LL)$
12 отведений, используются две микросхемы	V3'	$V3-0,333 \times (LA+RA+LL)$
	V4'	$V4-0,333 \times (LA+RA+LL)$
	V5'	$V5-0,333 \times (LA+RA+LL)$
	V6'	$V6-0,333 \times (LA+RA+LL)$

Для проверки качества прикрепления электродов к телу пациента используется два способа: на постоянном и переменном контролирующем токе. При использовании постоянного тока на электрод левой ноги (LL) и измерительные электроды через АЦП контроля электродов и блок мультиплексоров подается небольшое напряжение создающее текущий от LL ток лежащий в диапазоне 10-70 мкА (устанавливается с шагом 10 мкА), который вызывает небольшое смещение потенциалов на электродах. При нарушении контакта на каком либо из электродов ток текущий с левой ноги заряжает соответствующий конденсатор, меняя полярность напряжения на электроде, что фиксируется как отсутствие контакта. Пороги обнаружения положительного и отрицательного уровней полярности могут устанавливаться отдельно по каждому из измерительных каналов.

При использовании переменного тока формируется синусоидальный сигнал с частотой 2кГц, которая лежит выше полосы пропускания усилительных каналов ЭКГ. Качество контакта оценивается по падению напряжения между электродами. Для минимизации общего измерительного тока его величина может отдельно настраиваться для каждого электрода и

подаваться на неё в противофазе. Использование переменного тока позволяет не только фиксировать отрыв электродов, но и оценивать качество контакта.

При обоих способах оценки качества прикрепления электродов формируются соответствующие флаги, а по интерфейсу SPI передается специальная последовательность двоичного кода.

Одной из опций микросхемы ADAS 1000 является возможность измерения частоты дыхания пациента, которая обеспечивается каналом дыхания с использованием трех выводов EXT DESP1, EXT DESP2 и EXT DESP3 подключаемых к электродам LA, LL и RA. Методика измерения основана на оценке измерения сопротивления грудной клетки в процессе дыхания.

Измерения проводятся на переменном токе силой до 30мкА с частотой 50-56кГц. Измерительное напряжение формируется с помощью ЦАП контроля дыхания управляемого по входу REFIN. Это напряжение через развязку подается на отведения I, II или III. Таким образом для измерения параметров дыхания не требуется использование дополнительных каналов.

Высокочастотный измерительный сигнал модулированный изменением сопротивления грудной клетки через мультиплексор канала дыхания поступает на вход дифференциального усилителя А6. После усиления с подавлением синфазной помехи низкочастотная (не информативная, включая ЭКГ) составляющая подавляется фильтром высоких частот (ФВЧ) и дополнительно усиливается усилителем А7. Далее модулированный сигнал преобразуется в цифровой код (АЦП6) из которого с помощью цифрового полосового фильтра (ПФ) выделяется информация об амплитуде и фазе дыхательного цикла.

Еще одной дополнительной опцией микросхемы ADAS 1000 является возможность контроля работы кардиостимуляторов, которые могут находиться в теле пациента. Импульсы кардиостимулятора определяются с трех или четырех отведений (I, II, III, VF). Блок контроля кардиостимулятора определяет импульсы амплитудой от 400мкV до 250 mV с длительностью от 100 мкс до 4мс. При этом формируются соответствующие кодовые посылки по интерфейсу SPI.

Настроенная под задачи пользователя микросхема ADAS 1000 формирует потоки кодовых сообщений по интерфейсу SPI. Для построения кардиографов эти потоки должны быть соответствующим образом переработаны для принятия диагностических заключений и отображения на экранах графических мониторов. Для этих целей используются микропроцессоры, микроконтроллеры и ПЭВМ.

Например, микросхема ADAS 1000 может быть напрямую подключена к комбинированному RISC-DSP процессору Blackfin.

RISC-ядро может решать задачи управления кардиографом, обработки данных, подготовки для отображения на экранах мониторов. Задачи фильтрации изолинии, подавления шумов, детектирования R-зубца и др. могут решаться сигнальными процессорами.

Для защиты пациентов и усилительных каскадов необходимо использовать специальные схемы, развязывающие усилители, диодные ограничители и т.д.

С учетом сказанного на рис 2.5 приведена структурная схема электрокардиографа на восемь стандартных отведений. (верхняя часть таблицы 10.1)

В этой схеме внутри микросхемы ADAS 1000 показана конфигурация соединений обеспечивающая обратную связь на ногу пациента, драйвер экранирования, контроль качества прикрепления электродов и контроль дыхания. Микросхема ADAS 1000 подключена к микроконтроллеру (MCU) по шине SPI и через вторичный интерфейс управления (ВИУ). Блок памяти обеспечивает хранение фрагментов ЭКС и результаты вычислений. Взаимодействие кардиографа с пользователем обеспечивается блоком клавиатуры (БКл), а отображение всей необходимой информации жидкокристаллическим индикатором (ЖКИ).

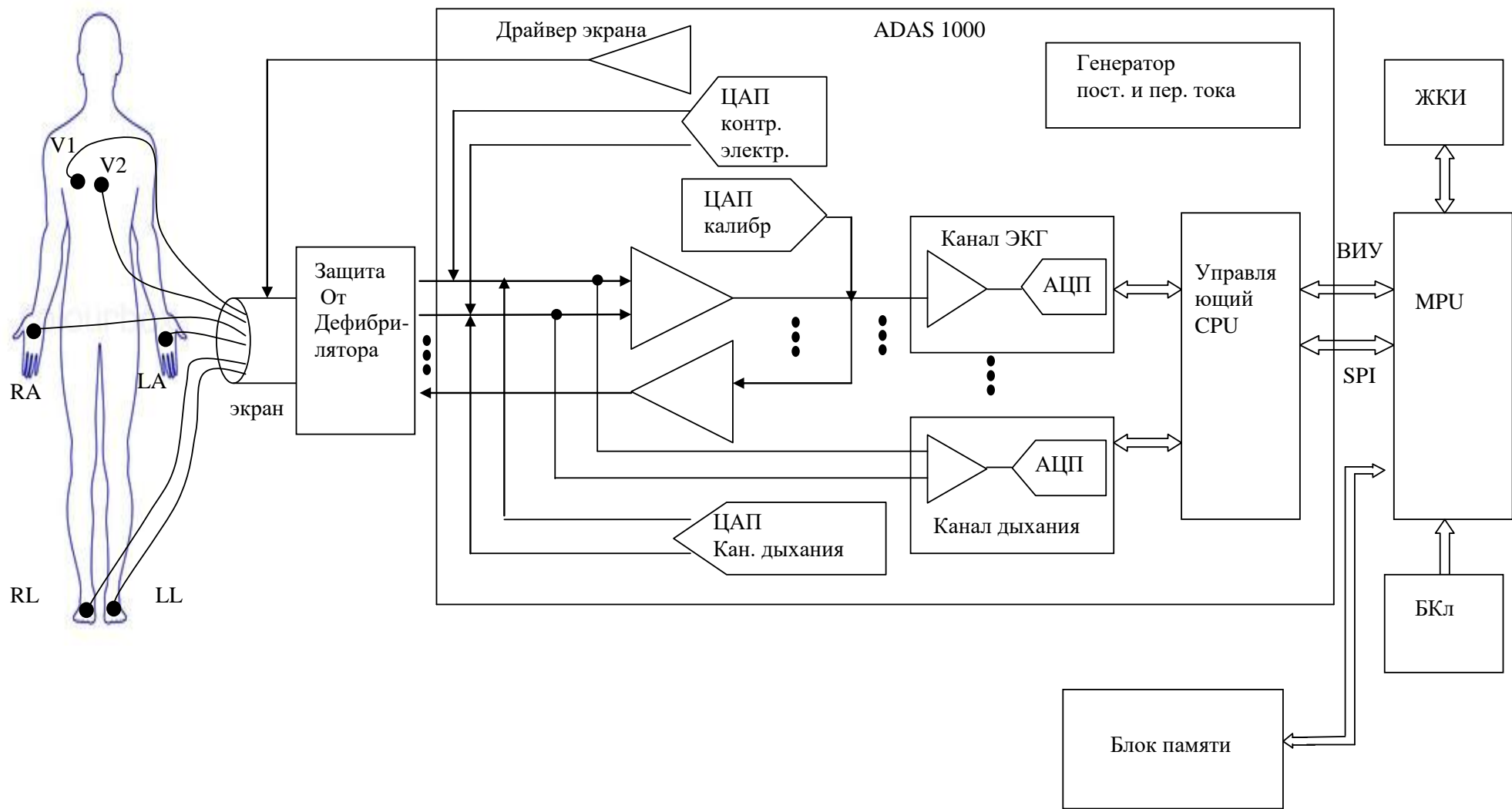


Рис. 2.5. Микропроцессорный кардиограф с аналоговым интерфейсом ADAS1000

- 2.2.3. Приложение 1.Руководство пользователя на языке разработчика.
Приложение 2. Техническое описание ADAS100 на языке разработчика.
Приложение 3. Описание схемы ADAS100 на языке разработчика

2.3. Подготовка к занятию.

Изучите информационный материал к занятию. Ознакомьтесь на языке разработчика с руководством пользователя, техническим описанием и описанием схемы ADAS 1000, а также подготовьте Ваш вариант перевода этих документов.

2.4. Рекомендуемый план проведения практического занятия

Рекомендуемые технологии: репродуктивная в сочетании с интерактивной. Форма интерактива – диалог между студентами и преподавателем о структуре, порядке построения и включения ADAS 1000, с учетом перевода этой информации с языка разработчика, сделанного студентами. Объем интерактива – 2 часа.

2.4.1. Примите участие в диалоге об особенностях структуры, принципах работы, порядке настройки и различных схемах включения по результатам Вашего индивидуального перевода технической документации с языка разработчика.

2.4.2. Разделитесь на подгруппы для выполнения групповых заданий по выбору схем соединений и настройки различных схем кардиографов на базе ADAS1000.

2.4.3. Получите у преподавателя групповые задания на реализацию различных схем отведения и настройку микросхем ADAS1000.

2.4.4. Выслушав критические замечания преподавателя и студентов, скорректируйте полученные технические и программные решения.

2.5. Задание на самостоятельную работу для практического задания

№11.

2.5.1.Получите доступ к файлам руководства пользователя:

-к первому занятию Нейрон-Спектр.NET (версия 3);

-ко второму занятию Поли-Спектр.NET;

-к третьему занятию Рео-Спектр.NET.

2.5.2. Ознакомьтесь с информационным материалом к занятию.

2.5.3.Ознакомьтесь с предоставленным Вам руководством пользователя.

2.6. Содержание отчета.

2.6.1. Структура ADAS 1000 и описание ее работы

2.6.2. Первичные схемы соединений, алгоритмы и результаты настройки.

2.6.3. Описание критичных замечаний, полученных в ходе диалога с аудиторией.

2.6.4.Скорректированные схемы соединений и параметры окончательной настройки.

2.7. Вопросы для собеседования (защита ПЗ10).

1. Нарисуйте структурную схему ADAS 1000 и расскажите о назначении ее элементов.

2. Расскажите о принципах настройки ADAS 1000.

3. Нарисуйте несколько вариантов подключения к “внешнему обрамлению”.

4. Как осуществляется контроль качества прикрепления электродов в микросхеме ADAS 1000?

5. Как осуществляется контроль параметров дыхания?

6. Какие механизмы фильтрации заложены в микросхему ADAS 1000?

7. По каким критериям осуществляется обмен данными и настройка ADAS 1000?

ПРАКТИЧЕСКОЕ ЗАНЯТИЕ №3

Комплекс для съема и обработки электрофизиологической информации «Нейро-спектр»

3.1. Цель работы: знакомство с функциональными возможностями и приобретение первичных навыков работы с комплексом компьютерным многофункциональным для исследования ЭЭГ и ВП “Нейрон-Спектр-4/П”, с модулем “Поли-Спектр.NET/Ритм” и комплексом реографическим “Рео-Спектр-3”.

3.2. Информационный материал к занятию

3.2.1. Биоэлектрическая активность головного мозга.

Суммарная биоэлектрическая активность головного мозга исследуется с помощью электроэнцефалограмм (ЭЭГ).

Организация мозга имеет несколько следующих важных аспектов. Главными частями мозга являются: кора головного мозга, мозжечок, ствол мозга (включающий средний мозг, продолговатый мозг и ретикулярное образование) и таламус (между средним мозгом и полусферами). Головной мозг делится на две полусферы, разделённые продольной бороздой, поперёк которой находится большая соединительная полоса волокон, известная как мозолистое тело. Внешняя поверхность полусфер мозга, известная как кора мозга, состоит из нейронов (серого вещества), переплетённых между собой и разделённых на зоны бороздами (извилинами). Ниже коры расположены нервные волокна, которые идут к другим частям мозга и тела (белое вещество).

Потенциалы коры генерируются благодаря возбуждающим и подавляющим постсинаптическим потенциалам, вырабатываемым телами клеток и дендритами пирамидальных нейронов. Процессы физиологического управления, процессы мышления и внешние стимулы генерируют в соответствующих частях мозга сигналы, которые могут быть записаны с поверхности кожи головы (скальпа) с использованием поверхностных

электродов. ЭЭГ, записанная со скальпа, является усреднённым сигналом от совокупной активности многочисленных маленьких зон поверхности коры под электродом.

В клинической практике для сравнительного анализа активности различных отделов мозга используется одновременная запись нескольких каналов ЭЭГ с различных систем отведений. В клинической нейрофизиологии рекомендована для записи ЭЭГ система электродов «10-20» которая схематически показана на рис. 3. 1. На рисунке принято следующее обозначение каналов: pg — носоглоточный (naso-pharyngeal), а — ушной (auricu iar, мочки уха), fp — передне-лобный (pre frontal), f — лобный (frontal), p — теменной (parietal), с — центральный (central), о — затылочный (occipital), t — височный (temporal), cb — мозжечковый (cerebellar), z — средняя линия (midline); нечётные номера слева по отношению к пациенту, чётные — справа.

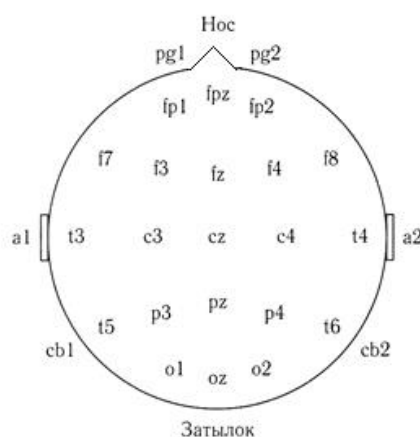


Рисунок 3.1. Система наложения электродов для записи ЭЭГ «10-20»

Наименование «10-20» отражает то обстоятельство, что электроды располагаются вдоль центральной линии со значениями шага равными 10, 20, 20, 20 и 10% от общего расстояния между носом и затылком; остальные цепочки электродов также располагаются в позициях, соответствующих аналогичным долям расстояния. Межэлектродные расстояния равны между

собой как вдоль передне-задней линии, так и вдоль поперечной линии. Кроме того, позиции электродов симметричны (рис.3.1)

Сигнал ЭЭГ может быть использован для изучения нервной системы, мониторинга наблюдения стадий сна, биологической обратной связи и управления, а также для диагностики таких заболеваний, как эпилепсия.

Типичная комплектация оборудования для ЭЭГ включает низкочастотный фильтр с частотой среза 75 Гц и устройство для регистрации сигнала с масштабами по амплитуде и по времени 100 мкВ/см и 30 мм/с соответственно. Длительность записей обычно составляет 10-20 минут одновременно по 8-16 каналам. Наблюдение стадий сна и выявление преходящих событий, связанных с эпилептическими припадками, может потребовать многоканальной записи ЭЭГ на протяжении нескольких часов. Специализированные методики съема ЭЭГ предполагают использование игольчатых электродов, носоглоточных электродов, записи электрокортикограммы (ЭКoГ) от вскрытой части коры мозга и использование интрацеребральных электродов. Методика регистрации отклика на вызванные события включает первоначальную запись в покое (глаза открыты, глаза закрыты), гипервентиляцию (после эпизода глубокого дыхания с частотой 20 вдохов-выдохов в минуту на протяжении 2-4 минут), фотостимуляцию (1-50 вспышек света в секунду), аудиостимуляцию громкими щелчками, сон (различные стадии) и фармакологические (лекарственные) пробы.

В сигналах ЭЭГ могут наблюдаться несколько типов ритмической или периодической активности. Для ЭЭГ обычно используются следующие названия диапазонов частоты:

- дельта (δ): $0,5 \leq f < 4$ Гц,
- тета (θ): $4 \leq f < 8$ Гц,
- альфа (α): $8 \leq f \leq 13$ Гц,
- бета (β): $f > 13$ Гц.

Анализ ритмов ЭЭГ позволяет исследовать различные темпы физиологических процессов.

Выполнение задач, связанных со слушанием или арифметическими вычислениями в уме с закрытыми глазами, вызывает сильные α - волны, которые подавляются при открытии глаз.

Волны α -ритма заменяются более медленными ритмами на различных стадиях сна, θ -волны появляются на начальной стадии сна, δ -волны появляются на стадии глубокого сна. Высокочастотные β -волны проявляются как фоновая активность в состоянии напряжения или возбуждения. Подавление или отсутствие нормального (ожидаемого) ритма в определённом состоянии человека может означать нарушение нормы. Присутствие θ - или δ -волн (медленных) у бодрствующего человека может рассматриваться как нарушение нормы. Очаговые повреждения мозга и опухоли приводят к аномальным медленным волнам в соответствующих зонах. Односторонняя депрессия (асимметрия левой и правой частей) ритма может отражать нарушение корковых путей. Выбросы (спайки) и острые волны могут означать присутствие эпилептогенных зон в соответствующих частях мозга.

В ряде научных и практических приложений используют так называемые вызванные потенциалы (ВП) (потенциалы связанные с событиями (ППС)). Эти сигналы ЭНГ и ЭЭГ формируются при воздействии на человека различных искусственных внешних стимулов (свет, звук, электричество и т.д.). Регистрация вызванных потенциалов, используется для неинвазивной оценки нервной системы, начиная от периферических рецепторов и до коры головного мозга. Коротко-латентные ПСС медианного нерва получают путём размещения стимулирующих электродов на расстоянии 2-3 см друг от друга поверх медианного нерва на запястье при электрической стимуляции с частотой 5-10 импульсов в секунду; длительность каждого импульса менее 0,5 мс и амплитуда — около 100 В (это приводит к заметному вздрагиванию большого пальца). ПСС

записываются с поверхности скальпа. Измеряется латентность, продолжительность и амплитуда отклика.

Вызванные потенциалы являются очень слабыми сигналами, поэтому для их регистрации используют различные математические приемы основанные на синхронном суммировании, усреднении и фильтрации.

В современной медицинской практике исследуются и другие виды электрической активности организма: электрическая активность глазных мышц, желудка, кишечника и т. д. С природой этих и других биопотенциалов и способах их измерений можно ознакомиться в специальной литературе.

В современных биотехнических системах электрофизиологическая информация как правило обрабатывается средствами вычислительной техники с различной целью.

- *сбор информации* — количественная оценка явлений для интерпретации исследуемой системы;
- *диагностика* — выявление нарушений, патологий и аномальностей;
- *мониторинг* — получение непрерывной или периодической информации о системе;
- *терапия и управление* — модификация поведения системы, основанная на данных, полученных при выполнении перечисленных выше этапов, для обеспечения определенных результатов;

оценка — объективный анализ для определения возможности удовлетворения функциональных требований, для получения подтверждения правильности работы, для контроля качества, для количественной оценки эффекта лечения.

3.2.2. Природа электрокардиограммы.

Одним из самых распространенных методов электрофизиологических исследования является **электрокардиография (ЭКГ)**. Источником ЭКГ является сердце представляющее собой четырехкамерный насос с двумя

предсердиями для сбора крови и двумя желудочками для выталкивания крови. Фаза отдыха или наполнения сердечной камеры называется *диастолой*, фаза сокращения называется *систолой* (рисунок 3.2).

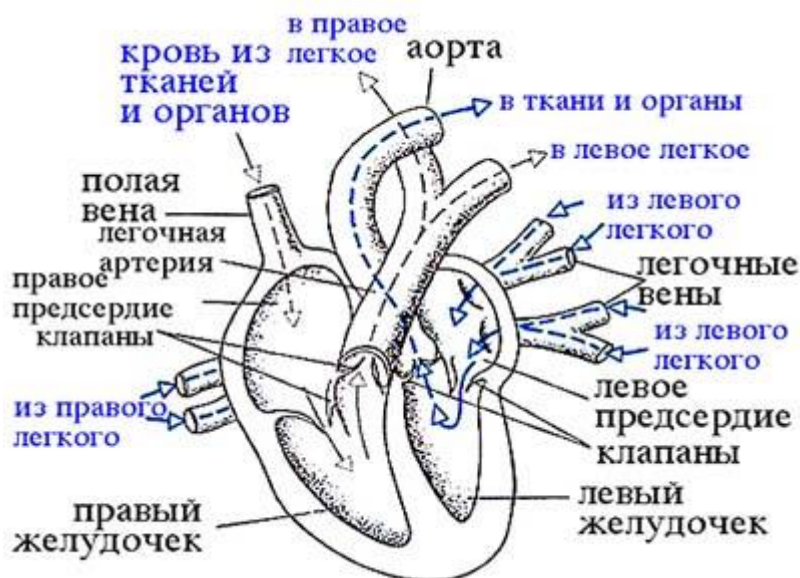


Рисунок 3.2 - Схема камер, основных клапанов и сосудов сердца

Правое предсердие (ПП) собирает загрязнённую кровь из главной и полую вены. За время сокращения предсердия кровь проходит через правое предсердие к правому желудочку через трёхстворчатые клапаны (ТК). В период желудочковой систолы загрязнённая кровь выталкивается из правого желудочка (ПЖ) через лёгочный клапан (ЛК) и легочную артерию (ЛА) к лёгким для очистки (оксигенации).

Левое предсердие (ЛП) через легочную вену (ЛВ), принимает очищенную кровь из лёгких, проходящую при сокращении предсердий к левому желудочку (ЛЖ) через митральный клапан (МК). Левый желудочек является самой большой и наиболее важной камерой сердца. Сокращение левого желудочка является наиболее сильным по сравнению со всеми другими камерами сердца, так как он должен прокачивать насыщенную кислородом кровь через клапан аорты (КА) в аорту, преодолевая давление всей остальной сосудистой системы тела. В силу того что уровень важности

сокращений желудочков самый высокий, термины систола и диастола по умолчанию используются по отношению к желудочкам.

Управление работой сердца как насоса осуществляется электрическими импульсами вырабатываемыми вегетативной и центральной нервной системами через специальные клетки водителя ритма, образующие синоартериальный (СА) узел. Этот узел располагается в месте соединения главной поллой вены и правого предсердия (рисунок 3.3).

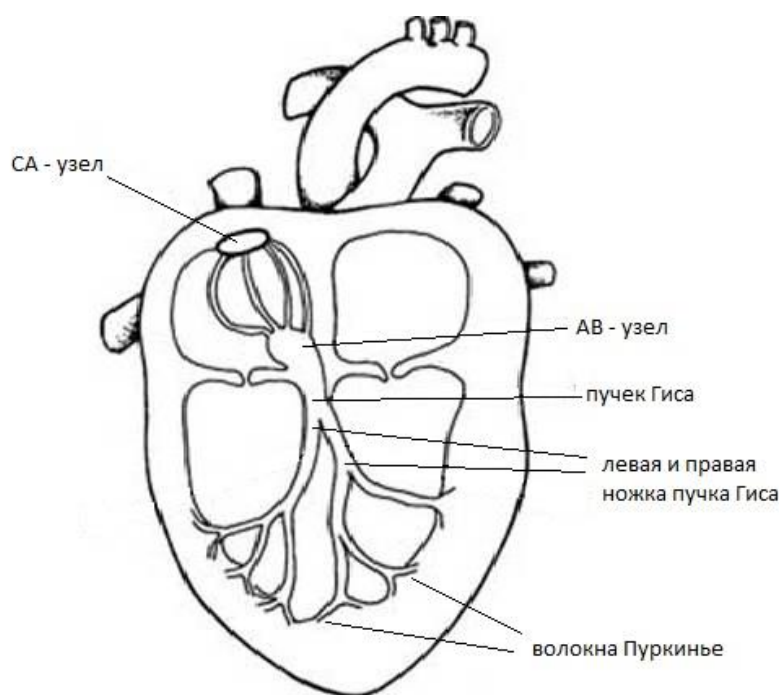


Рисунок 3.3 - Схема управления электрической активностью сердца

Центральная и вегетативная нервная системы, формирующие управляющие импульсы, вырабатывают нейротрансмиттеры ацетилхолина (для вагусной стимуляции, вызывающей снижение сердечного ритма). СА-узел является основным естественным водителем ритма, который вырабатывает собственную последовательность потенциалов действия. Потенциал действия СА-узла распространяется по всему объему сердца, вызывая особый вид возбуждения и сокращения, реализуемый по следующей схеме.

1. Возбуждение СА-узла.

2. Электрическая активность распространяется по мускулатуре предсердия со сравнительно небольшой скоростью, вызывая медленно продвигающуюся деполяризацию (сокращение предсердия). Это приводит к появлению Р-зубца в кардиограмме (см. рис. 3.4). Ввиду медленного сокращения предсердий и их небольшого размера, Р-зубец представляет собой медленную низкоамплитудную волну с амплитудой около 0,1-0,2 мВ и длительностью примерно 60-80 мс.

3. Волна возбуждения наталкивается на задержку распространения в атриовентрикулярном (АВ) узле, что, как правило, проявляется в ЭКГ в виде изоэлектрического сегмента продолжительностью 60-80 мс, следующего после Р-зубца и известного как PQ-сегмент. Эта пауза помогает завершению перемещения крови от предсердий к желудочкам и оканчивается возбуждением АВ-узла.

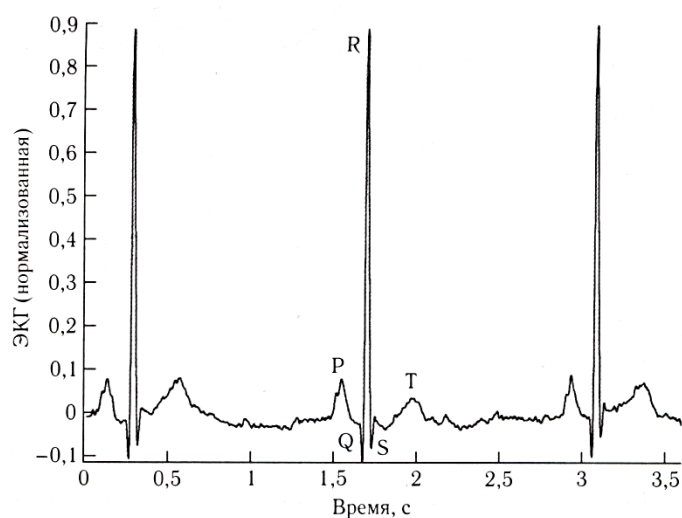


Рисунок 3.4 – Типовая структура ЭКГ сигнала

4. Пучок Гиса, ножки пучка Гиса и система специализированных проводящих волокон Пуркинье с большой скоростью распространяют стимул по желудочкам.

5. Стимулирующая волна с большой скоростью распространяется от верхушки сердца вверх, вызывая быструю деполяризацию (сокращение

желудочков). На ЭКГ это проявляется в виде QRS-комплекса — острой двухфазной или трёхфазной волны с амплитудой около 1 мВ и длительностью 80 мс.

6. Для мышечных клеток желудочков характерна относительно большая длительность потенциала действия 300-350 мс. Плато на потенциале действия вызывает обычно изоэлектрический сегмент длительностью 100-120 мс, следующий после QRS-комплекса и известный как ST-сегмент.

7. Реполяризация (расслабление) желудочков проявляется в виде медленного Т-зубца с амплитудой 0,1-0,3 мВ и длительностью 120-160 мс.

Любые нарушения в регулярной ритмической активности сердца называются *аритмиями*. Сердечная аритмия может быть вызвана нерегулярным срабатыванием СА-узла или аномальной и дополнительной стимулирующими активностями других отделов сердца. Многим частям сердца присуща возможность выступать в роли водителя ритма, например таким как СА-узел, АВ-узел, волокна Пуркинье, ткань предсердий, ткань желудочков. Если СА-узел подавлен или неактивен, любой из перечисленных участков сердца может взять на себя роль водителя ритма или вызвать *эктопические* сокращения сердца. Различные виды аномального ритма (аритмии) возникают из-за различий в локализации и частоте формирования импульсов. Преждевременные сокращения желудочков (желудочковые экстрасистолы) ; вызванные эктопическим фокусом в желудочках, нарушают регулярный ритм и могут вызвать диссоциацию желудочков и фибрилляцию (состояние с беспорядочными сокращениями желудочков, не зависящими от предсердий), что может привести к неэффективному кровоснабжению и возможной смерти.

На форму QRS-комплекса влияют нарушения проводимости; например, блокада приводящих путей вызывает расширение и возможную зазубренность QRS-комплекса. Более широкий, чем в норме, QRS-комплекс может быть также вызван гипертрофией (увеличением размера) желудочков.

ST-сегмент, который в норме является изоэлектрическим (плоским и находящимся на одном уровне с PQ-сегментом) может быть приподнят или понижен из-за ишемии миокарда (снижения кровоснабжения какой-либо части сердечной мышцы из-за блокады коронарных артерий) или из-за инфаркта миокарда (появления омертвевшей ткани миокарда, не способной к сокращению из-за полного отсутствия кровоснабжения). Многие другие заболевания могут вызывать специфические изменения в форме ЭКГ: ЭКГ является очень важным сигналом, который широко используется при мониторинге наблюдения за сердечным ритмом и для диагностики сердечно-сосудистых заболеваний.

Наиболее распространенной в клинической практике является 12-ти канальная стандартная система отведений использующая четыре отведения от конечностей и грудные отведения в 6 позициях. Правая нога используется для нейтрального электрода. Левая рука, правая рука и левая нога используются для получения отведений I, II и III. «Условная нулевая точка» Вильсона (*центральная терминаль Вильсона, Wilson's central terminal*) формируется как комбинация отведений с правой руки, левой руки и левой ноги и используется в качестве опорной точки для грудных отведений. *Усиленные* отведения от конечностей известны как aVR, aVL и aVF (aV — усиленные отведения, R — от правой руки, L — от левой руки, F — от левой ноги). Каждое из этих отведений получают как разность между потенциалом центральной терминали Вильсона и потенциалом электрода на конечности, соответствующей последней букве в обозначении отведения.

Рис. 3.5 показывает направления осей, образуемых этими 6 отведениями от конечностей. Гипотетический эквипотенциальный треугольник, формируемый отведениями I, II и III известен как *треугольник Эйнтховена*. Центр этого треугольника представляет собой центральную терминаль Вильсона. Условно предполагается, что сердце расположено в центре этого треугольника. Шесть отведений соответствуют проекциям трёхмерного сердечного электрического вектора на оси, изображенные на рис. 3.5. Эти 6

осей разбивают диапазон от 0 до 180° с шагом примерно в 30°. Получаемые проекции позволяют наблюдать и анализировать электрическую активность сердца во фронтальной плоскости с использованием шести различных перспектив.

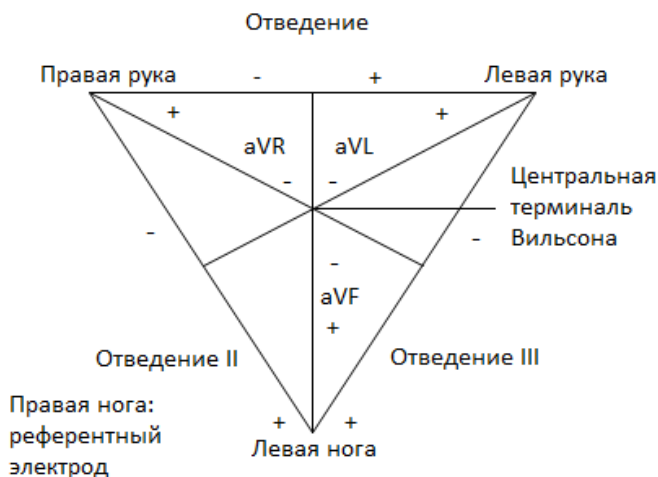


Рисунок 3.5 – треугольник Эйнтховена и оси 6 отведений ЭКГ, получаемых с использованием 4 конечностных электродов.

Шесть грудных отведений (обозначенные V1-V6) получают с 6 стандартизированных позиций на грудной клетке с использованием в качестве опорной точки центральной терминали Вильсона. Позиции для расположения грудных электродов показаны на рис.3.6. V1 и V2 помещают в 4-м межреберном промежутке, непосредственно справа и слева от грудины соответственно. V4 записывается с 4-го межреберного промежутка на левой средней ключичной линии. Электрод V3 помещают посередине между V2 и V4. Электроды V5 и V6 устанавливают на том же самом уровне, что и V4, но соответственно на передней подмышечной линии и средней подмышечной линии. Эти 6 грудных отведений позволяют наблюдать сердечный электрический вектор при различной ориентации плоскости сечения. Отведения V5 и V6 наиболее чувствительны к активности левого желудочка; V3 и V4 лучше всего показывают активность сердечной перегородки; V1 и V2 отражают активность правой половины сердца.

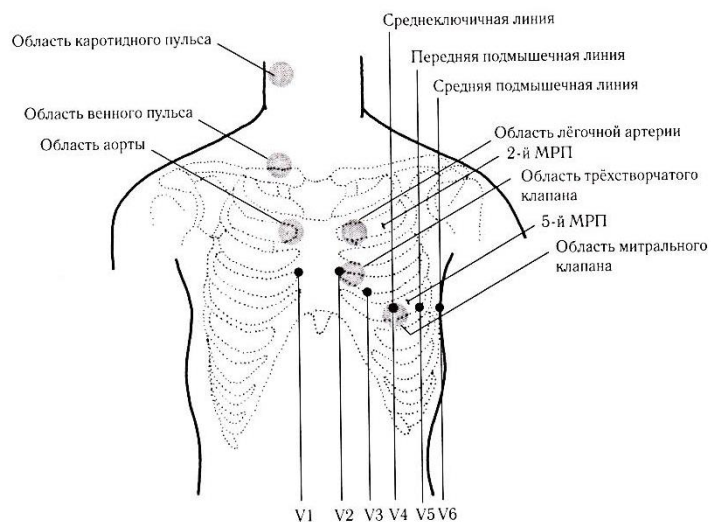


Рисунок 3.6 – позиции для наложения грудных электродов V1-V6 для ЭКГ, зоны наложения датчиков для записи звуков сердца и позиции каротидного и шейного датчиков пульсового сигнала. МРП — межрёберный промежуток

Несмотря на свою избыточность, система из 12 отведений ЭКГ используется как основа для стандартных клинических исследований ЭКГ. Клиническая интерпретация ЭКГ в большой степени является эмпирической, основанной на экспериментальных знаниях.

Поскольку поверхностная ЭКГ представляет собой проекцию внутреннего трёхмерного сердечного электрического вектора, получаемые записи не являются независимыми. Имеются следующие взаимозависимости между отведениями:

- $II = I + III$,
- $aVL = (I - III)/2$.

Стандартная клиническая ЭКГ имеет следующие наиболее важные характеристики.

- Стандартный прямоугольный калибровочный импульс 1 мВ по амплитуде и 200 мс по длительности должен соответствовать на графике 1 см по высоте.

- Используемая скорость движения бумаги равна 25 мм/с, что даёт шкалу на графике 0,04 с/мм или 40 мс/мм. В этом случае ширина калибровочного импульса будет соответствовать 5 мм.
- Размах сигнала ЭКГ в норме равен примерно 1 мВ.
- Используемый коэффициент усиления усилителя равен 1 000.
- Клиническая ЭКГ обычно фильтруется в полосе частот 0,05-100 Гц с рекомендуемой для диагностической ЭКГ частотой дискретизации 500 Гц.
- Искажения в форме калибровочного импульса могут свидетельствовать о неправильной настройке фильтра или о низком качестве системы съёма сигнала.
- Для мониторинга сердечного ритма может использоваться более узкая полоса частот 0,5-50 Гц.
- Для ЭКГ высокого разрешения необходима более широкая полоса частот, 0,05-500 Гц.

Компактной и эффективной системой представления ЭКГ является *векторокардиография (ВКГ)*, которая позволяет отображать и анализировать траектории, описываемые трехмерным сердечным электрическим вектором на трех взаимно ортогональных плоскостях: фронтальной, горизонтальной и сагиттальной.

3.2.3. Природа реограммы.

Реография – это метод исследования общего и регионарного кровообращения, основанный на графической регистрации изменений электрического сопротивления тканей, возникающих при прохождении по ним пульсовой волны.

Принцип метода. Живые ткани организма являются проводниками электрического тока. При этом разные ткани обладают разной электропроводностью, или, что то же, — разным электрическим сопротивлением. Наименьшим сопротивлением обладают жидкие среды

организма, в первую очередь *кровь*. Поэтому, если через какой-то участок тела пропускать безвредный для организма переменный электрический ток высокой частоты (порядка 500 кГц) и малой силы (не более 10 мА) и одновременно регистрировать электрическое сопротивление этого участка, то окажется, что такое сопротивление будет постоянно меняться в связи с прохождением по тканям пульсовой волны. Чем больше кровенаполнение тканей, тем меньше их сопротивление. Таким образом, кривая изменения сопротивления хорошо отражает кровенаполнение тканей при прохождении по ним пульсовой волны. На этом основана *методика реографии*.

Методика регистрации реограмм. Реограммы регистрируют с помощью реографов двух типов биполярных и тетраполярных. Конструкция *биполярных реографов* (например РГ1–01 или 4РГ–1) предусматривает наложение на какой-либо участок тела двух электродов, между которыми пропускают переменный ток высокой частоты. Одновременно регистрируют изменение сопротивления на исследуемом участке тела.

В последнее время большое распространение получили *тетраполярные реографы* (например РПГ2-02), которые позволяют более точно измерять сопротивление тканей и, соответственно, количественно оценивать объемный кровоток в тканях. При использовании тетраполярного реографа два электрода служат для пропускания электрического тока, а еще два — для регистрации электрического сопротивления тканей.

В зависимости от целей исследований регистрируют интегральную реографию тела, грудную реографию, реографию легких, сосудов конечностей (реовазограмму), сосудов мозга (реоэнцефалограмму) и др. Измерительные электроды при этом располагают так, чтобы между ними оказалась исследуемая область (рис. 3.7).

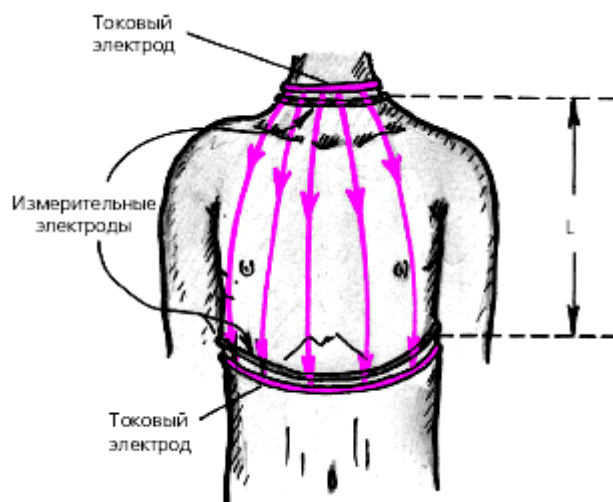


Рис. 3.7. Схема регистрации тетраполярной грудной реограммы.

Стрелки — распространение электрического тока между токовыми электродами, L — расстояние между измерительными электродами

Реограммы регистрируют обычно на многоканальных электрореографах, синхронно с ЭКГ и первой производной реограммы (кривой скорости). Обязательным является регистрация так называемых *калибровочных сигналов*, равных $0,1$ Ом.

При количественном анализе соответствующих реограмм учитывают величину так называемого базового сопротивления исследуемого участка тела — *базового импеданса*, который зависит от объема изучаемой зоны и ее удельного сопротивления и не включает в себя значения сопротивления, изменяющегося в результате прохождения по данному участку тела пульсовой волны.

Анализ реографической кривой. Анализ реограммы во многом напоминает анализ сфигмограмм центрального или периферического пульса. На реограмме можно выделить систолическую волну, обусловленную систолическим притоком крови в изучаемую область, и диастолическую волну, связанную преимущественно с венозным оттоком крови (рис. 3.8).

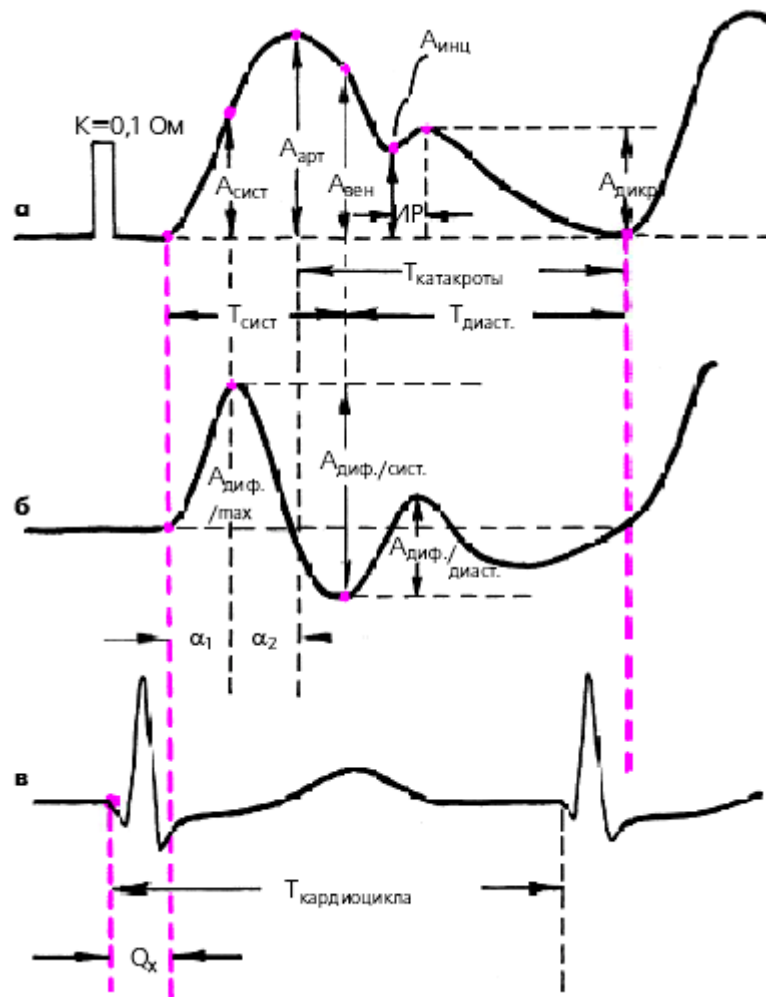


Рис. 3.8. Схема определения основных параметров объемной (а) и дифференцированной (б) реограммы, зарегистрированных синхронно с ЭКГ (в).

К — контрольный сигнал, $A_{арт}$ — амплитуда основной волны объемной реограммы (Ом), $A_{сист}$ — амплитуда объемной реограммы на уровне максимума скорости нарастания систолической волны, $A_{вен}$ — амплитуда венозной составляющей объемной реограммы на уровне максимальной скорости катакроты (Ом), $A_{инц}$ — амплитуда инцизуры объемной реограммы (Ом), $A_{дикр}$ — амплитуда дикротической волны (Ом), $A_{диф./тах.}$, $A_{диф./сист}$ и $A_{диф./диаст}$ — соответствующие амплитуды дифференцированной реограммы (Ом. с-1), α_1 и α_2 — соответственно, время

быстрого и медленного кровенаполнения (с), Тсист — период изгнания (с), ИР — длительность периода изоволюметрического расслабления (рассчитывается по реограмме аорты или легочной артерии), Qх — показатель, косвенно характеризующий скорость распространения пульсовой волны (с)

При количественной оценке реографической кривой рассчитывают следующие показатели:

1. Реографический индекс (РИ) — отношение максимальной амплитуды систолической волны к высоте калибровочного импульса ($A_{арт}/K$). Этот показатель характеризует величину суммарного кровенаполнения исследуемой области.

2. Амплитуда реограммы в момент достижения максимальной скорости подъема кривой ($A_{сист}$), а также ее отношение ко времени этого подъема ($A_{сист}/a_1$). Эти два показателя отражают величину и скорость кровенаполнения артерии изучаемого участка тела.

3. Максимальная амплитуда первой производной реограммы ($A_{диф}/max$).

4. Систолю-диастолический показатель — отношение амплитуды систолической волны реограммы к максимальной амплитуде ее диастолической части ($A_{арт} / A_{дикр}$). Этот показатель косвенно характеризует состояние венозного оттока.

5. Индекс эластичности (ИЭ) — отношение максимальной амплитуды систолической волны к ее амплитуде в конце периода наполнения сосудистой области ($A_{арт}/A_{вен}$). Это отношение является косвенным показателем эластичности сосудистой стенки.

6. Индекс тонуса (ИТ) — отношение амплитуды реограммы в нижней точке инцизуры к максимальной амплитуде систолической волны ($A_{инц}/A_{арт}$) — отражает величину тонуса сосудистой стенки и хорошо коррелирует с величиной общего периферического сопротивления.

7. Временной интервал Qx (время от начала комплекса QRS ЭКГ до начала анакротического подъема систолической волны реограммы), который характеризует скорость распространения пульсовой волны.

3.2.4. Обобщенные схемы аппаратов и систем для электрофизиологических исследований.

Несмотря на большое разнообразие методов и технических средств, используемых в медицине для проведения электрофизиологических исследований, все они построены в основном по типовым структурам (рис 3.9).

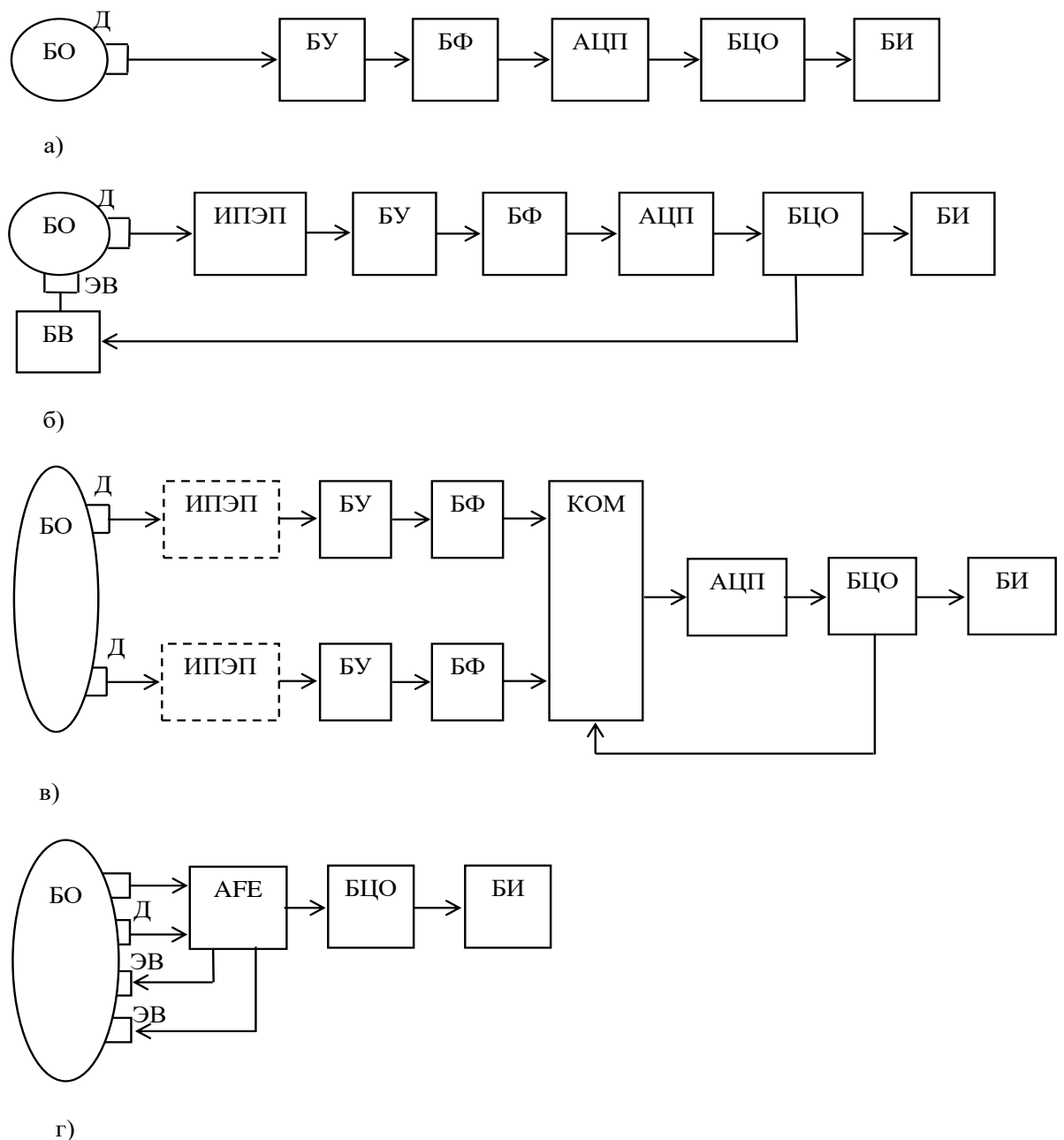


Рис 3.9 Обобщенные структурные схемы приборов для электрофизиологических исследований.

В первом варианте регистрация электрофизиологических сигналов осуществляется с датчиков (Д) без подведения внешней электрической энергии к биообъекту (БО) (рис.3.9,а). Во втором варианте к биообъекту подводится внешний электрический сигнал через электрод воздействия (ЭВ) (рис 3.9,б). В обоих вариантах в качестве датчиков используются системы электродов различных типов и назначений, в количестве не менее двух.

Система электродов (СЭ) (отведений) как правило привязывается к определенным анатомическим точкам на теле человека и используется для получения информативного сигнала об исследуемых процессах в биологических объектах.

При этом способ получения информативного сигнала для разных групп электрофизиологических методов различен. Различна и роль электродов в этом процессе. Так, при регистрации биопотенциалов (рис 3.9,а) электроды накладываются на точки тела, где электрическая активность максимальна или имеет особенности, регистрация которых позволяет осуществлять диагностику, поэтому они как бы снимают сигнал с биологического объекта, т.е. являются измерительными (некоторые из них могут быть индифферентными). Например, при двухэлектродной регистрации электрокардиограммы оба электрода могут располагаться в области распространения электрокардиосигнала (ЭКС), и при этом полезную информацию (ЭКГ) получают как разность потенциалов между парой информативных электродов. В другом варианте один электрод располагают в зоне действия ЭКС, а другой (индифферентный) электрод располагают там, куда электрокардиосигнал практически не доходит. То есть ЭКГ – сигнал регистрируется относительно неактивного электрода, который можно считать “относительным нулем” биообъекта.

Потенциалы снимаемые с электродов имеют малые амплитуды при высоком уровне высокочастотных, низкочастотных и сетевых (50 Гц) помех. Это создает определенные проблемы при выборе и проектировании блоков усилителей (БУ) и фильтров (БФ), устанавливаемых после датчиков. Значительные проблемы создаются при обеспечении надежного контакта датчика с биообъектом. Одним из обязательных требований к блокам подключаемым через датчик к биообъекту являются требования к гальванической развязке.

Характерной особенностью развития современного медицинского приборостроения является применение цифровой техники

(микропроцессоры, микроконтроллеры, сигнальные процессоры, специализированные вычислительные машины, ПЭВМ), даже если основной целью медицинского прибора является простое отображение информации, например простой медицинский термометр. Поэтому основными частями приборов для электрофизиологических исследований являются аналогово-цифровые преобразователи (АЦП) и блоки цифровой обработки (БЦО), которые осуществляют необходимые преобразования электрофизиологических сигналов и готовят их для предоставления пользователю через блок индикации (БИ), в качестве которого чаще всего используются жидкокристаллические дисплеи.

В приборах, где в соответствии с методиками измерений, требуется подведение к биообъекту внешнего электрического сигнала (например, при биоимпедансных исследованиях) (рис 3.9,б) исследуемый сигнал модулируется более высокочастотными электрическими сигналами, формируемыми блоком воздействия (БВ), который чаще всего управляется со стороны БЦО. В схеме приведенной на рис. 3.9,б сигнал, снимаемый с электродов, характеризует в основном электрический импеданс, который перед подачей на вход АЦП должен быть преобразован в электрическое напряжение. Эту функцию выполняет измерительный преобразователь электрического параметра (ИПЭП). На рис 3.10. показан вариант построения ИПЭП для биоимпедансных исследований с соответствующими временными диаграммами.

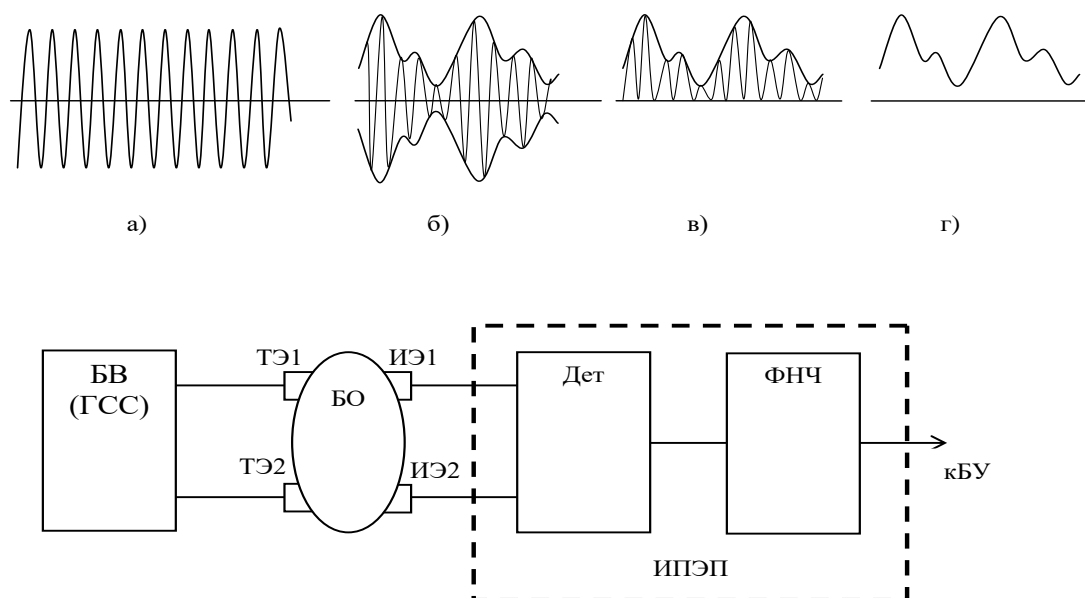


Рис 3.10 Структура ИПЭП тетраполярного географа

В качестве БВ в схеме на рис 3.10 используется генератор синусоидальных сигналов (ГСС) (диаграмма а). Этот генератор подключается к биообъекту через токовые электроды ТЭ1 и ТЭ2. Изменение объема кровеносных сосудов моделирует синусоидальный сигнал (диаграмма б), который снимается с измерительных электродов (ИЭ1, ИЭ2). Детектор (Дет) “срезает” отрицательные полуволны (диаграмма в), а фильтр нижних частот (ФНЧ) убирает из сигнала, пропорциональную измеряемому биоимпедансу, высокочастотную составляющую от ГСС (диаграмма г). Таким образом на блок усилителя подается сигнал интересующий пользователя (реограмма).

Для группы методов электроемкостной регистрации электроды сами образуют основную часть измерительного преобразователя электрического параметра генераторного типа (рис 3.11)

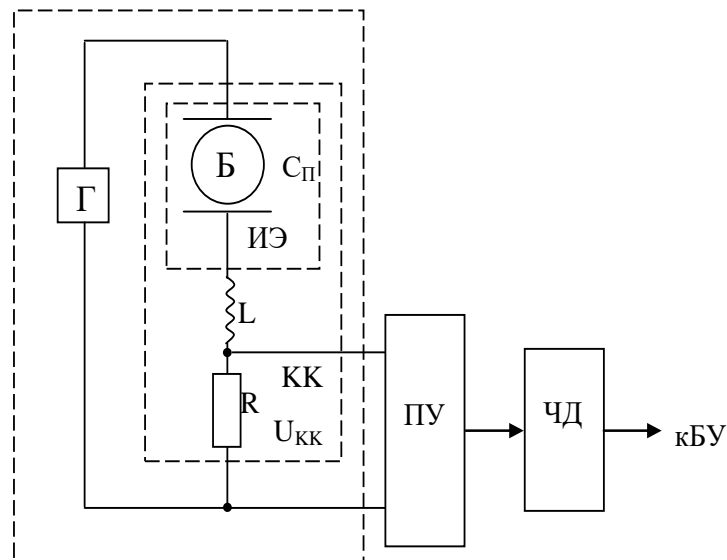


Рис 3.11 Измерительный преобразователь для емкостного прибора.

Измерительные электроды в таком преобразователе используются как обкладки конденсатора (C_{Π}), включенного в колебательный АLC - контур (КК), с генератором (Γ) высокочастотного сигнала. В этом случае сигнал с колебательного контура $U_{\text{КК}}$ должен быть усилен до соответствующего уровня с помощью полосовых усилителей (ПУ), имеющих заданную полосу пропускания для обеспечения высокой помехоустойчивости. Затем в структуру прибора обычно включается частотный детектор (ЧД), после чего сигнал поступает на БУ.

При многоканальной обработке электрофизиологических сигналов (рис 3.10,в) появляется необходимость в аналоговом коммутаторе (КОМ), с помощью которого производится опрос каналов с передачей соответствующей информации на ограниченное число входов БЦО. В варианте приведенном на рис 3.10,в предполагается, что быстродействия одного АЦП достаточно для обслуживания всех каналов. В противном случае множество АЦП ставят после блока фильтров, а коммутацию осуществляют цифровым коммутатором или через множество портов БЦО.

На рис. 3.10,в блоки ИПЭП обозначены пунктиром, поскольку при снятии биопотенциалов с БО они не нужны. Их ставят при измерении

параметров, которые не измеряются разностью потенциалов (импеданс, проводимость, ультразвуковой ответ, оптическое излучение и т.д.).

Одним из наиболее дорогих и нестабильных блоков схем, приведенных на рис 3.10, является блок фильтров, в основу которых входят фильтры верхних и нижних частот, режекторные, а в некоторых приборах полосовые фильтры. Для хорошей фильтрации помех необходимо использовать фильтры достаточно высокого порядка (например, для качественной регистрации ЭКГ рекомендуют фильтры шестого порядка).

Такие аналоговые фильтры содержат достаточно много элементов, которые кроме значительных габаритов и стоимости вносят соответствующие шумы и создают нестабильный и практически неконтролируемый фазовый сдвиг, искажающий форму регистрируемых электрофизиологических сигналов.

Значительно снизить требования к фильтрам и качеству используемых усилителей в БУ позволяет использование высокоразрядных сигма-дельта (Δ - Σ) АЦП, в которых имеются элементы низкочастотной фильтрации, качественные программно управляемые фильтры высоких частот и коммутаторы. Кроме того в них имеются механизмы программно-управляемого сопряжения друг с другом, что позволяет строить многоканальные системы практически любой конфигурации.

С учетом таких возможностей, (Δ - Σ) АЦП схема, приведенная на рис 11.10,в, преобразуется в схему, представленную на рис 3.12. При необходимости эта схема легко дополняется ИПЭП.

В схеме приведенной на рис 3.12 вместо качественных инструментальных усилителей БУ можно использовать дешевые операционные усилители (ОУ), а в силу высокой частоты дискретизации применяемой в (Δ - Σ) АЦП вместо активных фильтров можно использовать обычные R-C цепи (фильтры низкой частоты), которые обеспечивают устранение наложения спектров при аналогово-цифровом преобразовании.

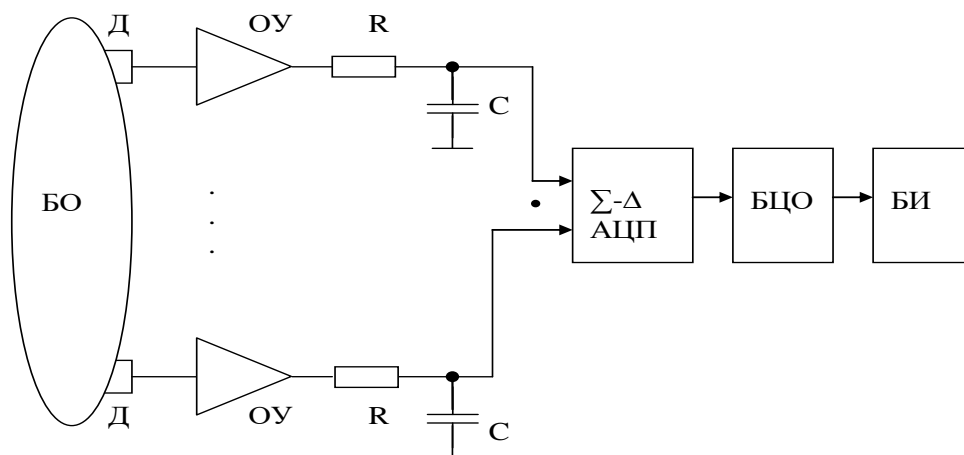


Рис 3.12 Структурная схема прибора для электрофизиологических исследований на основе (Δ - Σ) АЦП.

Специально для медицинских целей современная промышленность выпускает аналоговые интерфейсы (AFE), которые напрямую подключаются к электродным системам и другим типам датчиков, имеют в своем составе усилители, фильтры, узлы воздействия на объект, коммутаторы, АЦП и другие узлы и блоки. На выходе AFE как правило формируется стандартный для БЦО протокол обмена цифровыми данными (например, протокол SPI).

При использовании микросхем AFE схема медицинских приборов значительно упрощается (рис 3.10,г).

Разработчики AFE утверждают, что они решают большинство технических проблем возникающих при проектировании медицинского оборудования, предлагая конструкторам сосредоточиться на медицинских интерфейсах и разработке алгоритмов и программ обработки данных, включая искусственный интеллект.

3.3. Подготовка к занятию.

Изучите информационный материал к занятию. Получите доступ к файлам руководств пользователя программного обеспечения: Нейрософт-Спектр.NET; Поли-Спектр.NET; Рео-Спектр.NET и ознакомьтесь с ними.

3.4. Рекомендуемый план проведения практического занятия.

Рекомендуемые технологии: репродуктивная в сочетании с интерактивной. Форма интерактива – диалог между студентами и преподавателем по выбору схем отведений, о режимах фильтрации, способах обработки данных, правилах регистрации исследуемых сигналов, трактование получаемых результатов. Объем интерактива – 2 часа.

3.4.1. Ответьте на вопросы преподавателя о назначении и правилах работы с аппаратно-программным комплексом Нейрон-Спектр.

3.4.2. Под руководством преподавателя и инженера, обслуживающего комплекс, производите регистрацию электроэнцефалограммы.

3.4.3. Произведите просмотр и редактирование электроэнцефалограммы.

3.4.4. Произведите анализ электроэнцефалограммы.

3.4.5. Создайте протокол обследования по ЭЭГ.

3.4.6. Ответьте на вопросы преподавателя о назначении и правилах работы с аппаратно-программным комплексом Поли-Спектр (программа Поли-Спектр.NET).

3.4.7. Под руководством преподавателя и инженера, обслуживающего комплекс, установите электроды по заданной схеме отведений.

3.4.8. Выберите схему отведений, проведите мониторинг и запись сигнала, осуществите контроль контакта отведений и схемы отведений.

3.4.9. Произведите автоматический анализ сердечного ритма и сформируйте протокол обследования.

3.4.10. Используя опцию Поли-Спектр.NET/Анализ, производите анализ одиночного и усредненного QRS-комплекса.

3.4.11. Ответьте на вопросы преподавателя о назначении и правилах работы с аппаратно-программным комплексом Рео-Спектра.

3.4.12. Под руководством преподавателя и инженера, обслуживающего комплекс, установите программное обеспечение и электроды для регистрации реосигналов головного мозга.

3.4.13. Произведите регистрацию реограммы и ее просмотр.

3.4.14. Произведите анализ реограммы и сформулируйте протокол обследования.

3.5. Задание на самостоятельную работу для практического занятия №12.

Изучите информационные материалы к занятию и подготовьтесь к оценке variability сердечного ритма выполнению кардиоваскулярных тестов.

3.6. Содержание отчета.

3.6.1. Описание схем отведений при регистрации ЭЭГ и алгоритма работы оператора по съему электроэнцефалограммы.

3.6.2. Описание алгоритма просмотра и редактирования ЭЭГ, распечатка ЭЭГ.

3.6.3. Анализ и протокол обследования ЭЭГ.

3.6.4. Описание схемы отведений и алгоритма регистрации ЭКГ.

3.6.5. Анализ одиночного и усредненного QRS-комплекса с протоколом обследования.

3.6.6. Алгоритм съема реограммы, ее анализ и протокол обследования.

3.7. Вопросы собеседования.

1. Расскажите о природе ЭЭГ.

2. Расскажите о природе ЭКГ.

3. Расскажите о методах регистрации реограмм.

4. Расскажите о системах отведения ЭЭГ и проблемах регистрации такого сигнала.

5. Расскажите о системах отведения ЭКГ и наиболее распространенных методах их обработки.

6. Расскажите об информации, полученной на основе анализа QRS-комплексов.

7. Расскажите о методах регистрации реосигналов и информации, получаемой при анализе этого типа сигналов.

ПРАКТИЧЕСКОЕ ЗАНЯТИЕ №4

Исследование variability сердечного ритма и кардиоваскулярных тестов.

4.1. **Цель работы:** Знакомство с методами оценки variability сердечного ритма и приобретение навыков в проведении функциональных проб на примере кардиоваскулярных тестов.

4.2. Информационный материал к занятию.

Variability сердечного ритма считается одним из наиболее распространенных показателей активности вегетативной нервной системы, ее функционального состояния.

В основу измерительных и расчетных процедур положено измерение межпульсовых интервалов с частотой дискретизации не менее 128 Гц.

Методы анализа variability сердечного ритма разделяются на методы анализа во временной области (статистические и геометрические методы), частотные методы (исследование периодических составляющих ВСР), интегральные методы (автокорреляционная и корреляционная ритмография).

Во временной области (статистические методы) определяется следующий набор показателей (в медицинских исследованиях запись ведется до 24-х часов):

SDNN (ms) – среднее квадратичное отклонение всех RR интервалов за период измерения;

SDANN (ms) – среднеквадратичное отклонение усредненных значений всех RR-интервалов в 5-ти минутном отрезке записи (оценивают изменение цикличности сердечного ритма продолжительнее, чем 5 минут, отражает длинноволновые составляющие ВСР);

RMSSD(ms) – квадратный корень суммы квадратов разниц между последовательным RR интервалами (отражает коротковолновые составляющие ВСР);

SDNNindex(ms) – значение стандартных отклонений всех RR-интервалов в 5-минутном отрезке записи;

SDSD (ms) – стандартное отклонение разниц между последовательными RR интервалами;

NN50 count – количество пар последовательных RR интервалов, отличающихся более, чем на 50 мс, или количество пар последовательных интервалов, в которых первый или второй интервал ближе

PNN50 (%) – значения RR интервалов длительностью более 50 мс, деленное на общее число RR интервалов.

Геометрические временные методы основаны на измерении параметров гистограммы распределения кардиоинтервалов RR (сек) (рис. 12.1).

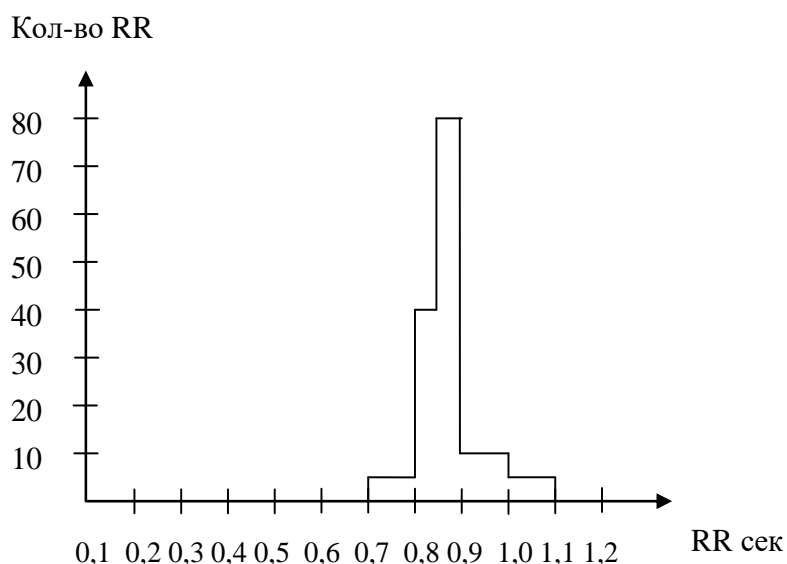


Рисунок 4.1. Вариант гистограммы распределения кардиоинтервалов

В стрессовых ситуациях и при патологических состояниях гистограмма имеет узкое основание и острую вершину. Ассиметричная гистограмма характерна для переходных процессов с нарушением стационарности. Многовершинные гистограммы указывают на экстросисталии, мерцательную аритмию.

Традиционно геометрические методы позволяют получать следующие наборы показателей:

- мода (M_0) – количество RR интервалов, которые встречаются наиболее часто (позволяет оценить реальное состояние систем регуляции обследуемого);

- амплитуда моды (AM_0) – для интервалов, которые соответствуют значению моды (отражает стабилизирующий эффект централизации управления сердечным ритмом);

- вариационный размах (VAR) – разность между длительностью самого большого и самого маленького интервалов.

Для оценки степени адаптации сердечно-сосудистой системы к различным факторам используют расчетные показатели:

- индекс вегетативного равновесия (ИВР) определяет соотношение симпатической и парасимпатической регуляции сердечной деятельности

$$\text{ИВР} = AM_0 / \text{VAR} \quad (4.1)$$

- показатель адекватности процессов регуляции (ПАПР) – отражает соответствие между уровнем функционирования евого узла и симпатической активностью

$$\text{ПАПР} = AM_0 / M_0 \quad (4.2)$$

- индекс напряжения регуляторных систем (ИН) отражает степень централизации управления сердечным ритмом, указывает на степень влияния нервной системы на работу сердца

$$\text{ИН} = AM_0 / (2 \cdot \text{VAR} \cdot M_0) \quad (4.3)$$

- вегетативный показатель ритма (ВПР) – позволяет судить и вегетативном балансе (чем меньше величина ВПР, тем больше вегетативный баланс смещен в сторону преобладания парасимпатической регуляции

$$\text{ВПР} = 1 / (M_0 \cdot \text{VAR}) \quad (4.4)$$

Следует отметить, что статистические геометрические методы анализа ВСР чувствительны к артефактам и экстрасистолам, что в ряде задач приводит к неверным значениям.

Менее чувствителен к ним «Индекс Святого Георга» TINN, рассчитываемый по треугольнику аппроксимирующей гистограмму, например по методу наименьших квадратов

$$TINN = \frac{2A}{h}, \quad (4.5)$$

где A – площадь всей гистограммы; h – количество интервалов с наиболее часто встречающейся длительностью (AM_0);

TINN – представляет собой основание треугольника косвенно отражая показатель VAR без артефактов: чем больше TINN, тем выше вариабильность, чем меньше – тем регулярнее ритм.

Приведенные выше показатели достаточно сильно коррелируют между собой, поэтому стандарты предлагают использовать показатели SDNN, SDANN, RMSSD.

Для выявления и оценки периодических составляющих ритма предпочтение отдается спектральному анализу (зависимость мощности колебаний от частоты).

При спектральном анализе коротких записей (как правило, пятиминутных) в спектре выделяют три компоненты:

HF (0,15-0,4 Гц) – высокочастотный, связанный с дыхательными движениями и отражающий вагусный контроль сердечного ритма;

LF (0,04-0,15 Гц) – низкочастотный, связанный как с вагусным, так и с симпатическим контролем ритма сердца;

VLF (< 0,04 Гц) очень низкочастотный, который в реальных задачах практически не учитывается;

TF – общая мощность спектра, отражающая суммарную активность вегетативных воздействий на сердечный ритм.

Индекс вагосимпатического взаимодействия, определяемый по формуле: LF/HF – отношение мощностей низких и высоких частот, свидетельствующих о балансе симпатических и парасимпатических влияний.

$$\text{Индекс централизации: } IC = \frac{HF + LF}{VLF}.$$

Спектральные показатели измеряются в мсек² или в нормализованных единицах.

При анализе 24-часовой записи ЭКГ выделяют 4 составляющих спектра: HF (0,15-0,4 Гц) – высокочастотные волны, определяющиеся парасимпатическим влиянием на сердце;

LF (0,04-0,15 Гц) – низкочастотные волны, определяющиеся парасимпатическим и симпатическим влиянием, а также барорецепторным рефлексом;

VLF(0,0033-0,04 Гц) – волны очень низкой частоты;

ULF (10⁻⁵ -0,0033 Гц) – волны ультранизкой частоты.

Считается, что VLF и ULF отражают действие значительного числа факторов, включая сосудистый тонус, системы терморегуляции ренин-ангеотензивные системы.

Автокорреляционный анализ используется для качественного анализа ВСР. По графику автокорреляционной функции можно судить о влиянии на автономную систему сердца центрального звена.

Корреляционная ритмография использует двумерную плоскость – скаттерграмму – графическое отображение распределения кардиоинтервалов (предыдущего и последующего).

Этот способ относится к нелинейным методам анализа ВСР и чаще всего используется для распознавания и анализа аритмии.

По скаттерграмме можно оценить активность симпатической вегетативной нервной системы по отношению к сердцу. У здорового человека эллипс скаттерграммы вытянут вдоль биссектрисы.

Комплексная оценка ВСР производится по показателю активности регуляторных систем (ПАРС), который вычисляется в баллах по алгоритму, учитывающему статистические показатели ВСР, показатели гистограмм и

данные спектрального анализа. По показателю ПАРС оцениваются следующие функциональные состояния:

- состояние оптимального напряжения регуляторных систем (ПАРС=1-2);
- состояние умеренного напряжения регуляторных систем (ПАРС=3-4);
- состояние выраженного напряжения регуляторных систем (ПАРС =4-6);
- состояние перенапряжения регуляторных систем (ПАРС=6-8);
- состояние истощения регуляторных систем (ПАРС=8-10).

В графическом варианте показатель ПАРС рисуется в виде «лестницы состояний», на которой ПАРС в интервале 1-3 относят к физиологической норме (зеленый цвет), ПАРС в интервале 4-5 соответствует донозологическому состоянию (желтый цвет), ПАРС в интервале 6-7 соответствует преморбидному состоянию (желтый цвет), ПАРС от 8 до 10 соответствует срыву адаптации (красный цвет).

Анализ литературы, посвященный вариабельности сердечного ритма позволяет сделать вывод о том, что эта группа показателей позволяет оценивать общее состояние человека, выявлять адаптационные возможности организма, анализировать психоэмоциональное состояние. Показатели ВСР находят свое широкое применение в терапевтической практике, педагогической и спортивной медицине, в донозологических исследованиях.

Значительное число методов и методик прогнозирования и диагностики заболеваний профессионального отбора, диагностики функциональных состояний и ряда других задач, решается с использованием адекватных или специфических физиологических проб.

Исследуемый в работе пакет программ реализует набор кардиоваскулярных проб, подобранных D.Ewing с целью выявления напряжения парасимпатического и симпатического отделов вегетативной нервной системы при кардионевропатиях.

Описание этого типа проб и методики их выполнения даны в документе Поли-Спектр.NET (программное обеспечение).

4.3. Подготовка к занятию

Изучите информационный материал к занятию. Получите доступ к опции Поли-Спектр NET/Ритм и ознакомьтесь с соответствующим программным обеспечением и порядком работы этого комплекса.

4.4 Рекомендуемый план проведения практического занятия

Рекомендуемые технологии: репродуктивные в сочетании с интерактивными. Форма интерактива – диалог между преподавателем и студентами по порядку проведения тестов и интерпретации результатов. Объем интерактива 1 час.

4.4.1 Ответьте на вопросы преподавателя о назначении и правилах работы с программно-аппаратным комплексом «Поли-Спектр. NET».

4.4.2 Под руководством преподавателя и инженера обслуживающего комплекс ,выполните наложение электродов, создайте новое обследование и поэтапно реализуйте кардиоваскулярный тест.

4.4.3. Проведите анализ variability ритма сердца по методике заданной преподавателем.

4.4.4 Создайте протокол обследования.

4.5. Задание на самостоятельную работу для практического занятия №13.

Студенты разбиваются на подгруппы каждая из которых получает задания ознакомится с типовыми структурами промышленных приборов из следующего их списка : фотоплетизмографы, пульсоксиметры, оптические капнометры, приборы для исследования билирубина в подкожных тканях , флуоресцентные диагностические приборы и др.

Типовые структуры приборов исследуемого типа рекомендуется выбирать пользуясь литературой[1].

Для выбранных структур приборов пользуясь рекомендациями практического занятия №7 определите номенклатуру показателей качества продукции (НПКП)

Повторите методы оценки качества продукции и ознакомьтесь с информационными материалами к занятию.

Повторите материалы практического занятия №9 посвященного спектральному анализу биомедицинских сигналов.

В ходе подготовки к занятию будьте готовы к анализу недостатков изученных базовых вариантов приборов, к прорисовке структурных схем перспективных приборов и оценке их технического уровня(качества продукции).

4.6. Содержание отчета.

4.6.1 Описание схем отведений ЭКГ, алгоритма работы оператора при реализации кардиоваскулярного теста и анализа ВРС.

4.6.2 Результаты проведения кардиоваскулярного теста.

4.6.3 Описание заданного метода анализа ВРС

4.6.4 Протоколы обследования

4.7 Вопросы для собеседования

1. Расскажите о методах оценки вариабельности ритма сердца и их функциональных возможностях.

2. Какие основные параметры рассчитываются при реализации методов ВРС?

3. Как определяется индекс вегетативного равновесия?

4. Что такое «Индекс Святого Георга»

5. Какие компоненты выделяют при спектральном анализе коротких и длинных записях?

6. Что такое скаттерграмма и какую информацию она позволяет получить?

7. Как реализуется кардиоваскулярная проба?

ПРАКТИЧЕСКОЕ ЗАНЯТИЕ №5

Лабораторные анализаторы на базе LMP 901xx.

5.1. Цель работы: приобретение навыков работы с портативными анализаторами на базе LMP 901xx.

5.2. Информационный материал к занятию.

На сегодняшний день в арсенале разработчика есть большой выбор микросхем сопряжения аналоговых интерфейсов (AFE – Analog Fron End) с высоким уровнем интеграции, которые значительно упрощают задачу построения сигнального тракта и позволяют реализовать необходимый функционал с помощью одной микросхемы. Специально для лабораторных анализаторов фирма Texas Instruments разработала линейку микросхем LMP901xx/LMP91xx, объединяющую в себе микросхемы сопряжения для различных типов датчиков. Общее для всех микросхем представленной линейки – высокая степень интеграции. В составе этих микросхем, помимо АЦП, находятся дополнительные блоки, которые упрощают построение измерительного тракта.

Все микросхемы представленного семейства содержат полный набор элементов, необходимых для точного измерения параметров различных типов датчиков: кроме 24-или 16-битного АЦП, в микросхему интегрированы малошумящий усилитель с программируемым коэффициентом усиления, мультиплексор с возможностью дифференциального подключения входного сигнала, тактовый генератор. Дополнительно к стандартным средствам измерения в микросхемы добавлен блок калибровки, который позволяет в фоновом режиме корректировать значения усиления и напряжения смещения, что сводит к минимуму ошибки, связанные с изменением этих параметров во времени и диапазоне температур. Также полезной для радиометрических измерений является возможность переключения между двумя внешними опорными напряжениями.

В микросхему заложены дополнительные функционалы, напрямую не связанный с измерениями: блок диагностики состояния датчика и дополнительные выводы GPIO. Блок в фоновом режиме позволяет определить состояние датчика: обрыв, короткое замыкание, отклонение амплитуды входного сигнала за пределы рабочего диапазона без участия пользователя. Наличие семи выводов общего назначения (GPIO) позволяют обеспечить дополнительные функции для управления внешними светодиодами и переключателями, что особенно актуально при использовании гальванической развязки. В старших микросхемах семейства, таких как LMP90100/98/80/78, добавлены два согласованных программируемых источника тока, которые могут использоваться для измерений с мостовыми и терморезистивными датчиками (рисунок 5.1). Микросхемы этого семейства могут использоваться в разнообразных системах сбора данных с применением различных типов датчиков: термопары; резистивные датчики температуры; датчики давления; нагрузки, силы, контроля состава и концентрации газов и др..

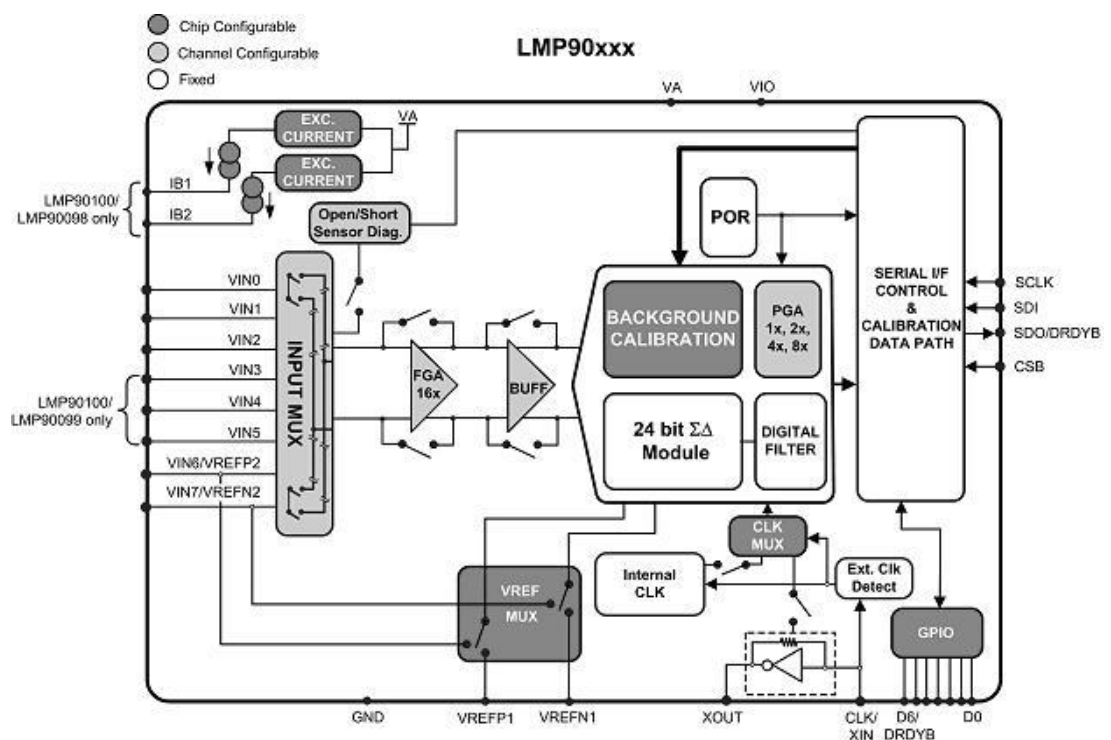


Рис. 5.1. Блок-диаграмма LMP90100

Для того, чтобы было легче разобраться со всевозможными настройками LMP90100 или любой другой микросхемой данного семейства, компания TI предлагает воспользоваться средой разработки WEBENCH® SensorAFE, доступной на сайте производителя. Программа представляет собой вебприложение, и ее можно легко запустить со страницы описания интересующей микросхемы. Также доступна версия этого приложения для офлайниспользования – ее можно просто скачать. Использование программы дает возможность ознакомиться с основными узлами микросхемы и получить полную карту необходимых регистров для дальнейшей работы. В WEBENCH® SensorAFE интересующая микросхема представлена в виде блокдиаграммы, есть возможность через интуитивно понятный интерфейс настроить желаемые параметры каждого узла и оценить результат. Список возможных параметров каждого узла можно применить, кликнув в окне приложения на соответствующий блок. Также для простоты работы и оценки функциональности решения в приложение интегрирована база данных различных датчиков, которыми можно воспользоваться для оценки параметров системы в целом. Если интересующего датчика в базе нет – его можно создать самостоятельно и использовать для дальнейшей работы. При запуске приложения будет доступна блокдиаграмма устройства (рисунок 5.2), где определенным цветом выделены устройства, которые можно сконфигурировать для дальнейшей работы. Также на этой странице присутствует «путеводитель» (Help bar), который поможет в работе с приложением, если в процессе настройки возникнут какие-либо сложности.

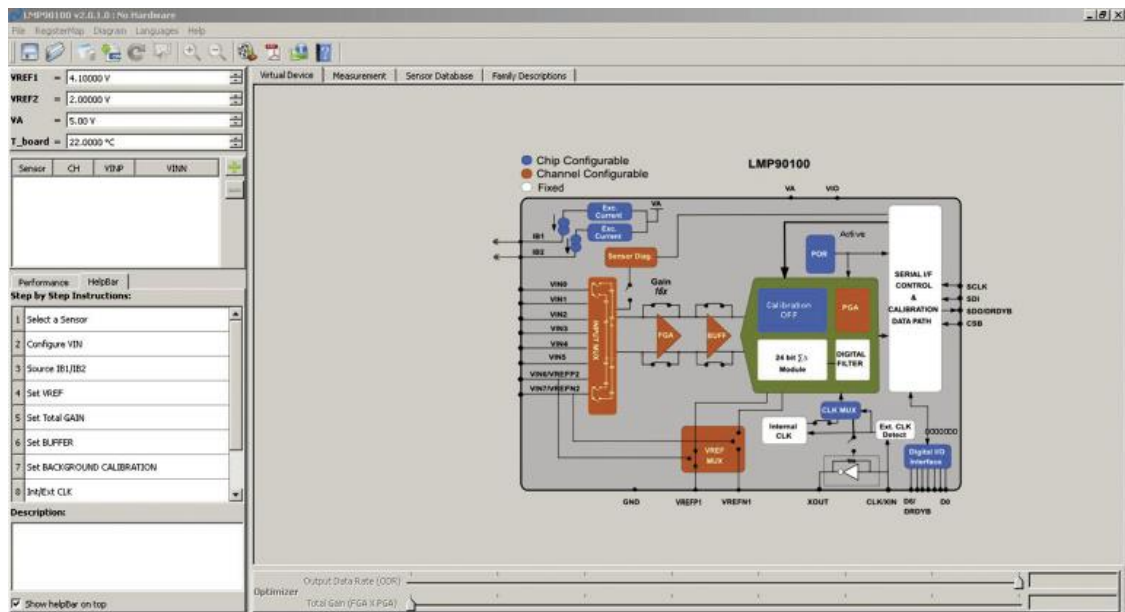


Рис. 5.2. Начальная страница офлайн-приложения

Работа с приложением, так же как и разработка измерительного устройства, начинается с выбора первичного датчика (Select Sensor). Датчик можно выбрать из предложенного списка (рис. 5.3) или ввести параметры вручную. В зависимости от выбранного типа датчика в дальнейшем будут предложены варианты его подключения.

Part Number	Manufacture	Custom	Type	Resistance_(Ohm)	Err_Limit	IEC Tol (%)	Junction_T
MTA142MCD120 U048TBY00	Tempco	NO	K	12.3	Special	1	Ungrounded
TWW2K072T00	Tempco	NO	K	8.9	Standard	2	Exposed
CHAL_005	Omega	NO	K	0.2	Standard	2	Ungrounded
Generic_TypeK_Special	Generic	NO	K	0.1	Special	1	Grounded
Generic_TypeK_Standard	Generic	NO	K	0.1	Standard	2	Grounded

Рис. 5.3. Окно выбора датчика в веб-приложении

После того, как выбран тип датчика, программа предложит пользователю условную схему с вариантами его подключения к микросхеме (рис. 5.4). В дальнейшем данные входы можно будет переназначить в случае необходимости. При выборе и подключении каналов следует учитывать, что измеряемый сигнал можно подключить, используя как дифференциальную, так и несимметричную схему подключения. При дифференциальном подключении в LMP90100 возможно измерение по четырем каналам.

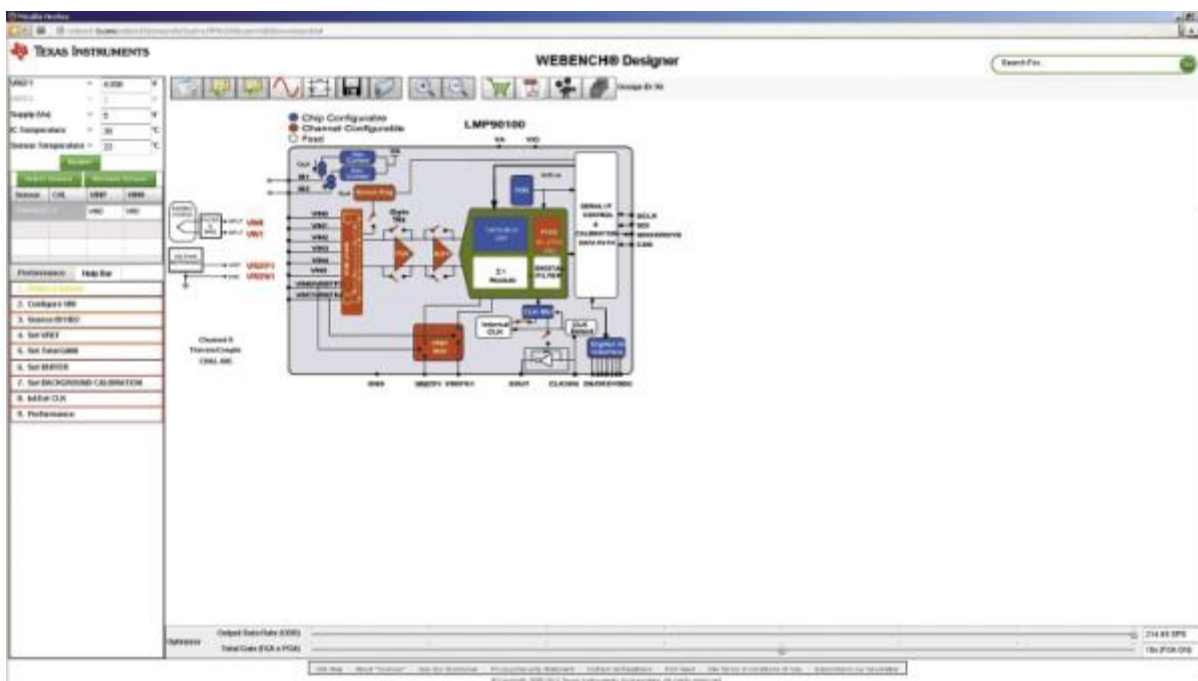


Рис. 5.4. Блок-диаграмма с вариантами подключения внешних элементов

Измеряемый входной сигнал будет пропорционален разности между каналами: $V_{in} = V_{inx} - V_{iny}$, где «y» и «x» могут быть любыми каналами. При несимметричном подключении возможно измерение по семи каналам. Измерение будет происходить относительно общей земли, которая должна быть подключена к одному из каналов.

Предусмотрен режим установки токов возбуждения для работы с использованием трех- и четырехпроводных термометров сопротивления или мостовых датчиков (Source IB1/IB2). Значение тока может быть установлено

в диапазоне $0,1 \dots 1$ мА с шагом 100 мкА (рисунок 15.5) и определяется типом используемого датчика.



Рис. 5.5. Выбор значения тока возбуждения

В качестве опорного источника напряжения в приложении есть возможность задать его значение, а также выбрать один из двух вариантов подключения. Использование двух различных источников опорного напряжения необходимо, когда нужно обеспечить различные параметры измерения по разным каналам.

При выборе значения опорного напряжения (V_{REF}) следует учитывать, что оптимальные параметры АЦП могут быть получены тогда, когда значение V_{REF} равняется напряжению аналогового питания (V_A) и подается от малошумящего источника.

Для внесения изменений в конфигурацию входов и изменения параметров конфигурационных регистров необходимо кликнуть на один из блоков ($Input_MUX$, V_{REF_MUX} , $Exc.current$) и выбрать необходимые параметры.

После того, как внешние выводы сконфигурированы, можно переходить к настройке остальных параметров микросхемы. Частота выборки задается с помощью ползунка ($Output\ Data\ Rate$) в нижней части приложения. Коэффициент усиления встроенного усилителя можно задать двумя способами: либо воспользовавшись ползунком $Total\ Gain\ (FGAxPGA)$ внизу

окна программы, либо кликнув на соответствующем блоке и задав один из нескольких предлагаемых параметров (рисунок 5.6).



Рис. 5.6. Варианты коэффициентов усиления

При этом на вкладке Performance можно сразу же увидеть, к чему приведут проделанные изменения для таких параметров как ENOB, ток потребления, уровень шума, вносимая ошибка (напряжения смещения + ошибка коэффициента усиления).

С помощью приложения у разработчика есть возможность оценить влияние работы блока внутренней калибровки на результаты измерения. Блок калибровки предназначен для уменьшения ошибки измерения, связанной со входным напряжением смещения, и ошибки в коэффициенте. Для этого в микросхеме реализованы два типа калибровки: системная и фоновая. Системная калибровка позволяет вычесть из результата измерения ошибки в напряжении смещения и усиления, присутствующие в системе. Системная калибровка осуществляется путем вычитания прописанных поправочных коэффициентов для каждого канала из окончательного результата. В то же время режим фоновой калибровки, применяемый в АЦП, предназначен для компенсации внутренних ошибок микросхемы. Данная калибровка осуществляется автоматически и не оказывает существенного влияния на входной сигнал. В АЦП реализовано два метода фоновой калибровки: Тип 1 – коррекция; Тип 2 – предсказание. При использовании метода коррекции отслеживаются изменения ошибок усиления и смещения при изменении рабочих режимов (температура, время). Полученные в

результате отслеживания параметры вычитаются из окончательного выходного значения. При использовании метода предсказания для учета ошибки используется значение последнего измеренного значения ошибки. Эти значения могут быть взяты как из таблицы параметров, созданной пользователем, так и из значений, измеренных при калибровке с помощью метода коррекции.

Использование различных режимов калибровки дает возможность достичь значительного улучшения точности измерения системы при всех реализуемых в микросхеме коэффициентах усиления сигнального тракта.

Для того чтобы, кроме расчетных значений, увидеть реальные параметры, получаемые с помощью представленных АЦП, можно использовать отладочную плату LMP90100EB. Подключив данную плату к компьютеру, можно в реальном времени сравнить расчетные значения с реальными, воспользовавшись все тем же приложением «SensorAFE». Однако с отладочной платой можно работать только с помощью оффлайн-приложения и при наличии дополнительной платы SPI04. Использование такого режима позволит получить нормальное распределение и оценить характеристики микросхемы в связке с реальным датчиком. Также возможно использование отладочной платы в режиме осциллографа для дальнейшего сохранения полученных данных и их последующей обработки с помощью собственных программных средств.

Кроме АЦП LMP90100 на плате LMP90100EB установлены дополнительные элементы: LM94022 и LM4140CCM-4.1. Источник опорного напряжения LM4140CCM-4.1 обеспечивает малый уровень шума $35\text{ мкВ}_{\text{rms}}$ в рабочем диапазоне температур $0...70^{\circ}\text{C}$. Для разработок, где требуется расширенный рабочий диапазон, более подходящим будет REF5050, который обеспечивает работу в диапазоне $-40...125^{\circ}\text{C}$ и малый дрейф опорного напряжения $3\text{ ppm}/^{\circ}\text{C}$.

Таким образом, использование высокопроизводительных микросхем Texas Instruments совместно с приложением WEBENCH Sensor Designer и

отладочными средствами позволяет упростить процесс создания прецизионного тракта обработки сигнала датчиков.

5.3. Подготовка к занятию

Повторить раздел автоматические и автоматизированные лабораторные системы и комплексы курса « Биотехнические системы медицинского назначения » изучить информационные материалы к занятию.

5.4 Рекомендуемый план проведения практического занятия

Рекомендуемые технологии: репродуктивная в сочетании с интерактивной.

Форма интерактива – диалог преподавателя со студентами о структуре и функциональных возможностях микросхем серии LMP 901xx и вариантах её настройки. Объем интерактива – 0,5 часа.

5.4.1. Обсуждение структуры и функциональных возможностей LMP 901xx.

5.4.2. Построение структуры лабораторного анализатора для заданной преподавателем конфигурации датчиков.

5.4.3. Разработка алгоритма настройки LMP 901xx для заданий в 14.4.2 конфигурации датчиков.

5.4.4. Повторение пунктов 14.4.2 и 14.4.3 для различного состава датчиков.

5.5. Задание на самостоятельную работу для практического занятия №16.

Студенты разбиваются на подгруппы каждая из которых получает задание ознакомиться с типовыми структурами промышленных приборов для терапии модулированными токами низкой частоты; биостимуляции; магнитотерапии; лазерной терапии; рефлексотерапии и т.д.

Типовые структуры приборов рекомендуется выбирать пользуясь литературой [1].

Для выбранных типов приборов пользуясь рекомендациями практического занятия №7 определите номенклатуру показателей качества продукции (НПКП).

Повторите методы оценки качества продукции и ознакомьтесь с информационными материалами к занятию

5.6. Содержание отчета.

5.6.1. Структура и описание принципов работы LMP901xx.

5.6.2. Структурные схемы лабораторных анализаторов полученных на практическом занятии.

5.6.3. Описание принципов работы и функциональных возможностей лабораторных анализаторов.

5.6.4. Алгоритмы настройки LMP901xx

5.7 Вопросы для собеседования.

1. Расскажите о структуре и функциональных возможностях LMP901xx.
2. Расскажите о правилах настройки LMP901xx.
3. Составьте структурную схему лабораторного анализатора для заданного набора датчиков.