

Министерство образования и науки Российской Федерации
**Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего профессионального образования
«Тамбовский государственный технический университет»**

В.М. СТРОЕВ, А.Ю. КУЛИКОВ, С.В. ФРОЛОВ

**ПРОЕКТИРОВАНИЕ ИЗМЕРИТЕЛЬНЫХ
МЕДИЦИНСКИХ ПРИБОРОВ
С МИКРОПРОЦЕССОРНЫМ УПРАВЛЕНИЕМ**

Утверждено Учёным советом университета в качестве учебного пособия для студентов, обучающихся по направлению подготовки дипломированных специалистов 200400 (653900) «Биомедицинская техника» по специальностям 200401 (190500) «Биотехнические и медицинские аппараты и системы», 200402 (190600) «Инженерное дело в медико-биологической практике», направлению подготовки бакалавров 200300 «Биомедицинская инженерия» и направлению подготовки бакалавров и магистров 201000 «Биотехнические системы и технологии»



Тамбов
Издательство ФГБОУ ВПО «ТГТУ»
2012

УДК 616-71:004 (0758)
ВБК Р.с5я73
С862

Рецензенты:

Доктор технических наук, профессор кафедры
«Материалы и технология» ФГБОУ ВПО «ТГТУ»
А.И. Фесенко

Кандидат технических наук, доцент,
ведущий специалист ООО «ТамбовМедик»
В.Н. Щербинин

Строев, В.М.

С862

Проектирование измерительных медицинских приборов с микропроцессорным управлением : учебное пособие / В.М. Строев, А.Ю. Куликов, С.В. Фролов. – Тамбов : Изд-во ФГБОУ ВПО «ТГТУ», 2012. – 96 с. – 100 экз. – ISBN 978-5-8265-1125-1.

Рассмотрены вопросы, связанные с проектированием и разработкой измерительных медицинских приборов на основе микроконтроллеров, структура и возможности средств отладки программ для микроконтроллеров, макетирование аналоговой части и блока питания. Приведены структурные схемы наиболее распространённых современных медицинских аппаратов с микропроцессорным управлением.

Предназначено для студентов, обучающихся по направлению подготовки дипломированных специалистов 200400 (653900) «Биомедицинская техника» по специальностям 200401 (190500) «Биотехнические и медицинские аппараты и системы», 200402 (190600) «Инженерное дело в медико-биологической практике», направлению подготовки бакалавров 200300 «Биомедицинская инженерия» и направлению подготовки бакалавров и магистров 201000 «Биотехнические системы и технологии»

УДК 616-71:004 (0758)
ВБК Р.с5я73

ISBN 978-5-8265-1125-1

© Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего профессионального образования «Тамбовский государственный технический университет» (ФГБОУ ВПО «ТГТУ»), 2012

ВВЕДЕНИЕ

Приоритетным направлением развития считается разработка и освоение производства автономных миниатюрных электронных медицинских систем, приборов и оборудования, рассчитанных на мобильное использование.

Проектирование медицинских приборов начинается с того, что заказчик разрабатывает техническое задание (ТЗ), которое включает в себя набор требований к разрабатываемому прибору.

На основании требований пользователя определяются функции, выполняемые микроконтроллером (МК). Они включают в себя описания форматов данных, как на входе, так и на выходе, а также внешние условия, управляющие действиями контроллера.

Функциональная спецификация и требования пользователя являются критериями оценки функционирования контроллера после завершения проектирования. Может потребоваться проведение нескольких итераций, включающих обсуждение требований и функциональной спецификации с потенциальными пользователями контроллера, и соответствующую коррекцию требований и спецификации. Требования к типу используемого МК формулируются на данном этапе чаще всего в неявном виде.

Этап разработки алгоритма управления является наиболее ответственным, поскольку ошибки данного этапа обычно обнаруживаются только при испытаниях законченного изделия и приводят к необходимости дорогостоящей переработки всего устройства. Разработка алгоритма обычно сводится к выбору одного из нескольких возможных вариантов алгоритмов, отличающихся соотношением объёма программного обеспечения и аппаратных средств.

При этом необходимо исходить из того, что максимальное использование аппаратных средств упрощает разработку и обеспечивает высокое быстродействие контроллера в целом, но сопровождается, как правило, увеличением стоимости и потребляемой мощности. Связано это с тем, что увеличение доли аппаратных средств достигается либо путём выбора более сложного МК, либо путём использования специализированных интерфейсных схем. И то, и другое приводит к росту стоимости и энергопотребления. Увеличение удельного веса программного обеспечения позволяет сократить число элементов контроллера и стоимость аппаратных средств, но это приводит к снижению быстродействия, увеличению необходимого объёма внутренней памяти МК, увеличению сроков разработки и отладки программного обеспечения. Критерием выбора здесь и далее является возможность максимальной реализации заданных функций программными средствами при минимальных аппаратных затратах и при условии обеспечения заданных показателей быстродействия и надёжности в полном диапазоне условий эксплуатации.

В результате выполнения этого этапа окончательно формулируются требования к параметрам используемого МК.

При выборе типа МК учитываются следующие основные характеристики:

- возможности периферийных устройств;
- объём ПЗУ программ и ОЗУ данных и возможности их наращивания;
- набор команд и способов адресации;
- разрядность;
- быстродействие;
- требования к источнику питания и потребляемой мощности;
- возможность поставки в различных вариантах конструктивного исполнения;
- стоимость в различных вариантах исполнения;
- наличие и доступность эффективных средств программирования и отладки МК.

Список этот не является исчерпывающим, поскольку специфика проектируемого устройства может перенести акцент требований на другие параметры МК. Определяющими могут оказаться, например, требования к точности внутреннего компаратора напряжений или наличие большого числа выходных каналов широтно-импульсного модулятора (ШИМ).

Номенклатура выпускаемых в настоящее время МК исчисляется тысячами типов изделий различных фирм. Современная стратегия модульного проектирования обеспечивает потребителя разнообразием моделей МК с одним и тем же процессорным ядром. Такое структурное разнообразие открывает перед разработчиком возможность выбора оптимального МК, не имеющего функциональной избыточности, что минимизирует стоимость комплектующих элементов.

Однако для реализации на практике возможности выбора оптимального МК необходима достаточно глубокая проработка алгоритма управления, оценка объёма исполняемой программы и числа линий сопряжения с объектом на этапе выбора МК. Допущенные на данном этапе просчёты могут впоследствии привести к необходимости смены модели МК и повторной разводки печатной платы макета контроллера. В таких условиях целесообразно выполнять предварительное моделирование основных элементов прикладной программы с использованием программно-логической модели выбранного МК.

При отсутствии МК, обеспечивающего требуемые по ТЗ характеристики проектируемого контроллера, необходим возврат к этапу разработки алгоритма управления и пересмотр выбранного соотношения между объёмом программного обеспечения и аппаратных средств. Отсутствие подходящего МК чаще всего означает, что для реализации необходимого

объёма вычислений (алгоритмов управления) за отведённое время нужна дополнительная аппаратная поддержка. Отрицательный результат поиска МК с требуемыми характеристиками может быть связан также с необходимостью обслуживания большого числа объектов управления. В этом случае возможно использование внешних схем обрaмления МК.

На этапе разработки структуры контроллера окончательно определяется состав имеющихся и подлежащих разработке аппаратных модулей, протоколы обмена между модулями, типы разъёмов. Выполняется предварительная проработка конструкции контроллера. В части программного обеспечения определяются состав и связи программных модулей, язык программирования. На этом же этапе осуществляется выбор средств проектирования и отладки.

Возможность перераспределения функций между аппаратными и программными средствами на данном этапе существует, но она ограничена характеристиками уже выбранного МК. При этом необходимо иметь в виду, что современные МК выпускаются, как правило, сериями (семействами) контроллеров, совместимых программно и конструктивно, но различающихся по своим возможностям (объём памяти, набор периферийных устройств и т.д.). Это даёт возможность выбора структуры контроллера с целью поиска наиболее оптимального варианта реализации.

После разработки структуры аппаратных и программных средств дальнейшая работа над контроллером может быть распараллелена. Разработка аппаратных средств включает в себя разработку общей принципиальной схемы, разводку топологии плат, монтаж макета и его автономную отладку.

Содержание этапов разработки программного обеспечения, его трансляции и отладки на моделях существенно зависит от используемых системных средств. В настоящее время ресурсы МК достаточны для поддержки программирования на языках высокого уровня. Это позволяет использовать все преимущества структурного программирования, разрабатывать программное обеспечение с использованием отдельно транслируемых модулей. Одновременно продолжают широко использоваться языки низкого уровня типа ассемблера, особенно при необходимости обеспечения контролируемых интервалов времени.

В настоящее время самым мощным средством разработки программного обеспечения для МК являются интегрированные среды разработки, имеющие в своём составе менеджер проектов, текстовый редактор и симулятор, а также допускающие подключение компиляторов языков высокого уровня типа Паскаль или Си.

1. СИСТЕМНЫЕ БЛОК-СХЕМЫ МЕДИЦИНСКИХ УСТРОЙСТВ С МИКРОПРОЦЕССОРНЫМ УПРАВЛЕНИЕМ

1.1. ЦИФРОВОЙ ТОНОМЕТР

Цифровой тонометр – прибор для измерения артериального давления состоит из микроконтроллера, внешнего блока с жидкокристаллическим дисплеем (LCD) и внутренним нагнетателем, манжеты, датчика давления (Pressure Transducer) с усилителем и клапана, управляемого сигналом Air-Pressure Controller. Блок-схема тонометра представлена на рис. 1.1 [1].

При включении режима «Измерение» микроконтроллер вырабатывает сигнал LEDs и включает насос, нагнетающий воздух в манжету. Одновременно производится измерение давления в манжете. С датчика давления напряжение, пропорциональное значению давления воздуха в манжете, поступает на аналогово-цифровой преобразователь (ADC), расположенный в микроконтроллере. После достижения определённого давления в манжете микроконтроллер вырабатывает сигнал остановки насоса. Начинается выпуск воздуха из манжеты через клапан, в результате, давление в манжете понижается. Датчик давления формирует выходное напряжение пропорционально приложенному давлению. Выходные напряжения датчика давления находятся в диапазоне 0...40 мВ. Они должны быть усилены, так чтобы напряжение на выходе усилителя постоянного тока имело диапазон 0...5 В. Таким образом, необходим усилитель с коэффициентом усиления равным 125. Затем сигнал с операционного усилителя будет передан на полосовой фильтр. Операционный усилитель усиливает как постоянную, так и переменную компоненты сигнала. Фильтр рассчитан на выделение сигнала в пределах 1...4 Гц и ослабляет любой сигнал, который находится вне полосы пропускания. Переменная компонента сигнала с выхода фильтра используется для захвата систолического/диастолического давления и частоты сердечных сокращений у пациента. На заключительном этапе сигнал поступает на аналого-цифровые преобразователи и оцифровывается. Микроконтроллер производит измерение диастолического и систолического давлений, а также сердечного ритма. Измеренные значения хранятся в энергонезависимой Flash-памяти и отображаются на LCD. ТонOMETР подключается к компьютеру через USB-интерфейс.

Звуковой динамик (Mono Speaker) предназначен для звуковой фиксации сердечного ритма, а также звукового подтверждения включения и выключения аппарата.

Современные возможности:

– технология интеллектуального измерения Intellisense, представляющая собой двойной контроль АД в процессе измерения, (прибор «прослушивает» Вас как в момент нагнетания воздуха в манжету, так и на фазе

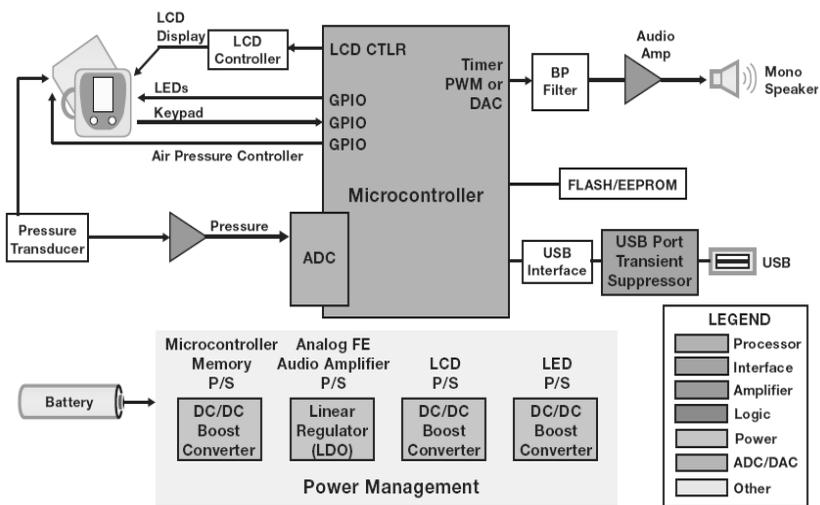


Рис. 1.1. Блок-схема цифрового тонометра

сравнения), быстрое измерение за счёт безошибочного выбора предела нагнетания и ускоренного стравливания в плечевых тонометрах и за счёт бездекомпрессионного метода в запястных моделях, детальный анализ пульсовой волны, цель которого – выбрать фрагмент с наиболее стабильной пульсацией;

- функция APS, заключающаяся в том, что в конструкции измерителя предусмотрен датчик положения, способный определять оптимальную высоту, на которой при проведении измерений следует располагать запястье на уровне сердца для получения достоверных результатов измерений;

- автоматическая фиксация манжеты на руке;
- память для двух пользователей по 84 результата, а также гостевой режим;

- расчёт среднего значения трёх последовательных измерений, среднее утреннее, среднее вечернее значения;

- индикатор аритмии;
- индикатор движения;
- индикатор повышенного давления;
- индикатор правильного положения корпуса тела;
- функция мониторинга утренней гипертензии;
- оповещение речевым сигналом на русском языке о результате измерения давления и пульса, а также об ошибках, возникающих при нарушении условий измерения;

- возможность подключения к компьютеру и принтеру.

1.2. ЦИФРОВОЙ СТЕТОСКОП

Цифровой стетоскоп – прибор для выслушивания шумов внутренних органов: лёгких, бронхов, сердца, сосудов и т.д. Блок-схема стетоскопа представлена на рис. 1.2.

Она состоит из нескольких главных элементов:

- Microphone – звуковой датчик;
- AudioCodec (звуковой кодер-декодер), предназначен для усиления и преобразования звукового сигнала микрофона в цифровую форму, а также для обратного преобразования обработанного в процессоре сигнала в аналоговый вид для прослушивания его в наушниках стетоскопа;
- Processor (процессор) предназначен для выполнения всех ключевых функций цифрового стетоскопа, включая выполнение алгоритмов поиска нормы и дефектов сердцебиения.

Для нормальной работы стетоскопа в его состав входят такие периферийные устройства, как MMC/SD карты памяти с преобразователем уровня (LevelShift) для долгосрочного хранения данных, сенсорный дисплей с подсветкой (TouchScreenControlDisplayBacklight) для визуального отображения сигналов, дополнительная клавиатура (Keypad) для управления стетоскопом, интерфейс передачи данных Bluetooth и USB для установления связи с компьютером, а также преобразователь переменного напряжения с зарядным устройством для аккумулятора.

Современные возможности:

- усиление звука в 24 раза сильнее традиционного акустического стетоскопа;
- система подавления нежелательного шума окружающей среды и организма самого пациента (ANR) до 75% ;
- три режима фильтрации для аускультации сердца, лёгких и других звуков тела: колокол (20...200 Hz), диафрагма (100...500 Hz) и расширенный режим (20...1000 Hz);
- возможность записи, хранения и воспроизведения звуков на шести звуковых дорожках на нормальной и половинчатой скорости;
- передача записанных звуков через инфракрасный порт на другой стетоскоп или персональный компьютер для дальнейшего анализа полученных данных в виде фонокардиограммы и спектрограммы;
- возможность получать информацию в виде фонокардиограммы на мониторе компьютера.

1.3. МОНИТОР ПАЦИЕНТА

Прикроватный монитор или как его ещё называют монитор пациента – неотъемлемая часть любой палаты интенсивной терапии и реанимационного отделения. Без монитора пациента трудно представить совре-

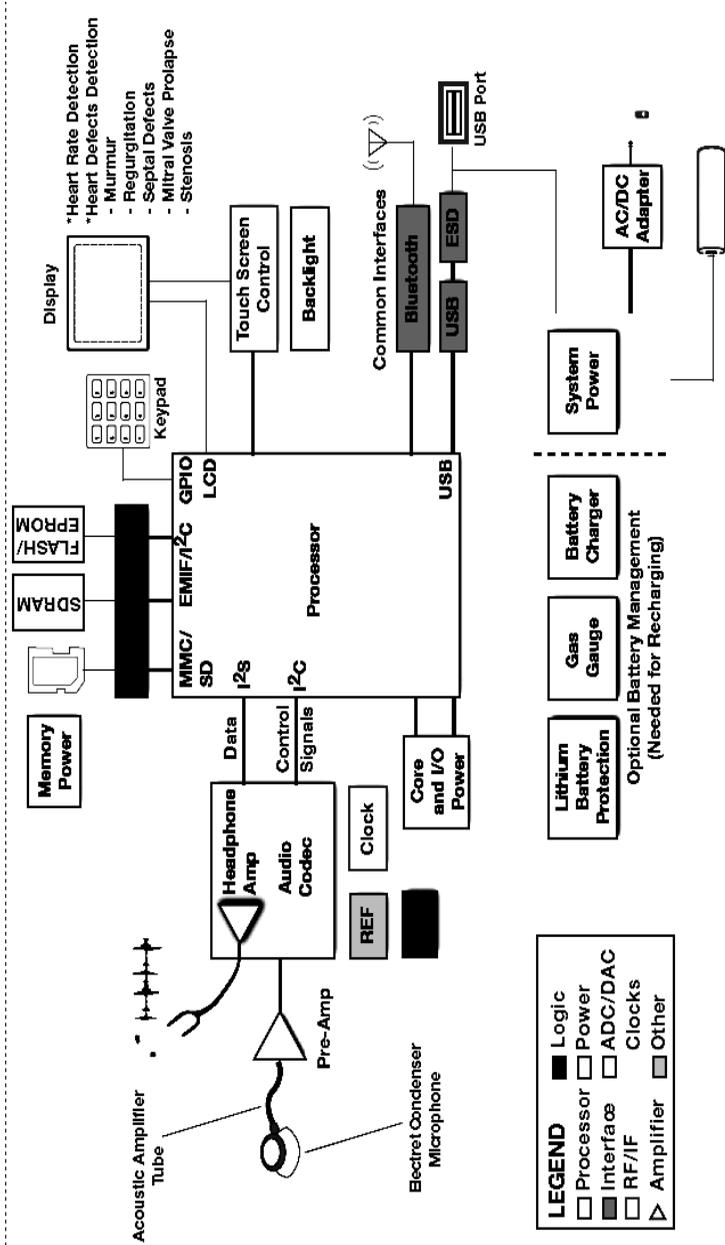


Рис. 1.2. Блок-схема стетоскопа

менную больницу. Высокие требования, предъявляемые к мониторингу состояния пациента, ложатся на монитор пациента. Поэтому чем выше качество и точность измерения монитора пациента, тем эффективней мероприятия, проводимые при лечении пациента. Монитор пациента (прикроватный монитор) позволяет оценить жизненные показатели, эффективность проводимых реанимационных мероприятий и коррекцию лекарственной терапии, поэтому трудно переоценить значение монитора пациента в диагностике и оценке состояния тяжёлых больных.

Блок-схема монитора представлена на рис. 1.3.

Структура монитора состоит из нескольких основных элементов:

- аналоговые датчики – ЭКГ-отведения, пульсоксиметр, измеритель кровяного давления, температуры тела и т.д.;

- OMAP-процессор, представляющий собой программируемый микроконтроллер с внутренней памятью, встроенными ЦАП и АЦП, и состоящий из четырёх основных независимых функциональных блоков – это процессорное ядро, акселератор графики, акселератор изображений и видео, а также сигнальный процессор (DSP);

- для управления монитором предназначены сенсорный дисплей с подсветкой (BacklightTouchScreenControlDisplay), дополнительный выход на внешнюю клавиатуру (Keypad);

- дополнительная память в виде карт-ридера (MS/MMC/SDcard) и преобразователя уровня (LevelShifter) предназначены для хранения информации о пациенте;

- аудио кодер-декодер (Audio/VideoCodec) и звуковой динамик (AudioFeedback) предназначены для звуковой сигнализации при возникновении различных аварийных ситуаций, происходящих с аппаратурой, либо при превышении контролируемых параметров пациента за рамки установленных значений;

- USB-порт совместно с USB-трансивером предназначены для подключения монитора к компьютеру;

- светодиоды LED-drivers предназначены для мониторинга различных постоянных напряжений, формируемых блоком питания монитора;

- при помощи проводных (Ethernet) и беспроводных коммуникационных технологий (Bluetooth, Wi-Fi, LowPowerWireless) монитор может быть подключён к любому другому больничному оборудованию, включая наркозно-дыхательные аппараты, дефибрилляторы, аппаратуры телемедицины для дистанционного мониторинга за больным;

- блок питания (MainPowerSupply) преобразует переменное напряжение 220 В в постоянное, а также заряжает аккумуляторную батарею и контролирует уровень её зарядки.

Раньше множество портативных однопараметрических мониторов измерителей были способны измерять такие параметры, как кровяное

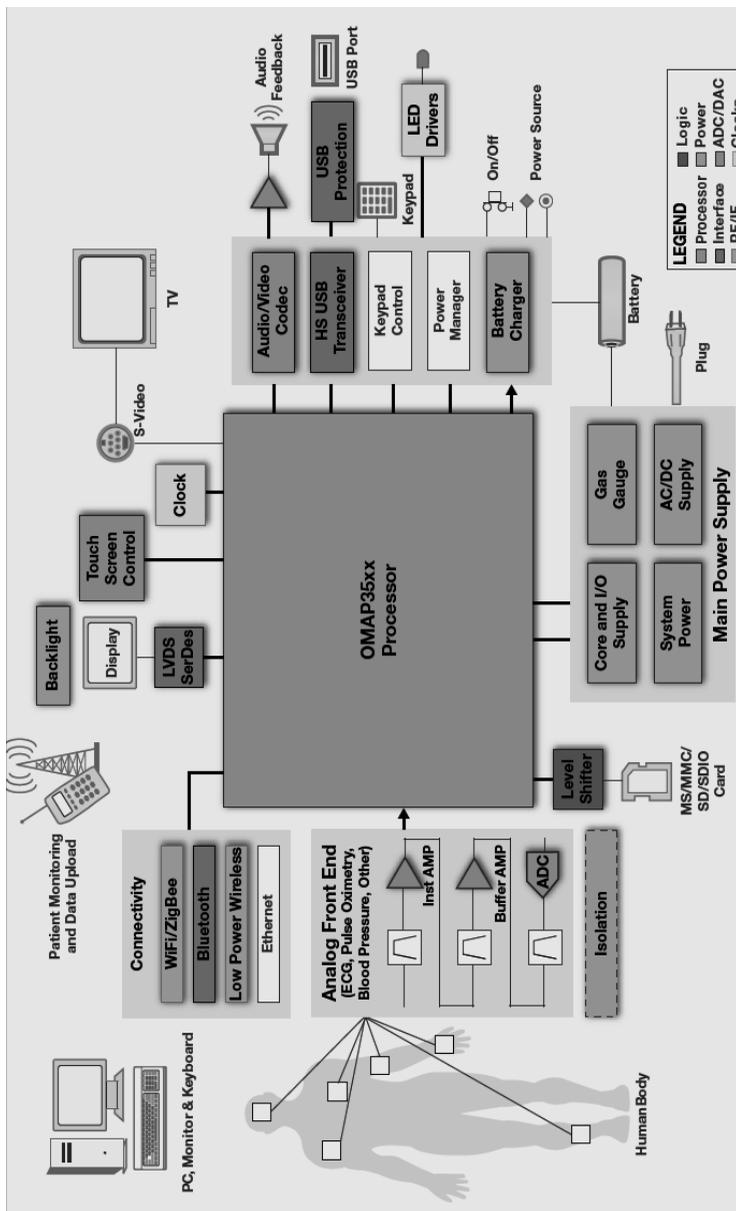


Рис. 1.3. Блок-схема монитора пациента

давление, уровень глюкозы, пульс, уровень углекислого газа, а также различные другие биометрические параметры. Сегодня мониторы являются портативными, гибкими устройствами, которые могут быть адаптированы к различным клиническим приложениям, поддерживать различные проводные и беспроводные интерфейсы. Мониторы пациента контролируют динамику показателей дыхательной и сердечно-сосудистой систем пациента, позволяют проводить такие тесты как ЭКГ, частота дыхания, неинвазивное измерение давления крови, степень насыщения кислородом крови, двухканальное измерение температуры тела и другие важные показатели.

Независимо от того, что монитор является измерителем одного или нескольких параметров, целевые возможности, потребляемая мощность и универсальность системы часто являются ключевыми требованиями. В настоящее время монитор можно перемещать вместе с пациентом из операционной в реанимацию, в больничную палату. Универсальные мониторы пациента являются портативными устройствами, поэтому их можно использовать как в стационаре, так и при транспортировке. Так же, мониторы пациента могут использоваться как у взрослых пациентов, так у детей и новорождённых. Это имеет первостепенное значение в современном мире в области здравоохранения.

Наиболее важными особенностями сегодняшних мониторов пациента являются мобильность, простота в использовании и передача данных без усилий пациента. Мобильность включает в себя портативность, а также способность взаимодействовать с другими медицинскими устройствами, такими как аппараты для анестезии или дефибрилляторы. Простота использования может быть достигнута с сенсорным экраном, который отображает в многоуровневой основе меню профилей, которые могут быть сконфигурированы для окружающей среды, а также статистики естественного движения пациента. Передача данных возможна как через RS232, так и по беспроводным протоколам. Больницы могут поддерживать конкретные инфраструктуры во всех областях, однако для машин скорой помощи, дома и в других случаях, возможно, потребуется поддержка различных протоколов. Всё возрастающая необходимость свести к минимуму расходы на здравоохранение ведёт медицинских работников к перемещению стационарного лечения и мониторинга за пределы больницы. Предоставление медицинской помощи в густонаселённых сельских и отдалённых районах, в странах с развивающейся экономикой вызывает необходимость для дистанционного наблюдения за пациентами и телемедицины.

Системы для такого лечения пациента и мониторинга оборудования поразительно похожи на сотовые телефонные системы. Технологии OMAP с встроенным ARM и DSP-ядром процессора напрямую решают эти проблемы. Процессор OMAP 3 выполняет последовательную цифро-

вую обработку сигналов, измерение и анализ контроля состояния пациента. Мощный процессор ARM работает на высоком уровне ОС (HLOS), что делает добавление нового мониторинга лёгким и обеспечивает широкие пользовательские настройки и простую систему управления. Обнаруженные аномальные условия и взаимодействие с центральным сервером имеют важное значение в обеспечении своевременного здравоохранения. OMAP 3 имеет обширный набор периферийных устройств для поддержки различных вариантов подключения, таких как Bluetooth, WiFi, ZigBee и других развивающихся стандартов.

Основные характеристики монитора ЭКГ:

Отведения: 3, 5, 10, 12

10-отв.: RA; LA; RL; LL; V 1 – V6; или R; L; N; F; C, C1 – C6,

5-отв.: RA; LA; RL; LL; V или R; L; N; F; C,

3-отв.: RA; LA; LL или R; L; F.

Каналы: ЭКГ-волны – 2 канала. Усиление: $\times 0,25$; $\times 0,5$; $\times 1$; $\times 2$, авто. Диапазон измерения ЧСС: 20...250 уд./мин. Точность ЧСС: наибольшее из $\pm 1\%$ или ± 2 уд./мин. Разрешение: 1 уд./мин.

Анализ ST-сегмента: от $-2,0$ mV до $2,0$ mV. Анализ аритмий и смещений ST-сегмента, карта ST-сегмента. Мониторинг интервала QT/QTc.

Фильтры. Режим диагностики: 0,05...100 Гц или 0,05...150 Гц (для 12-канального). Режим мониторинга: 0,5...40 Гц. Режим хирургии: 1...20 Гц. Защита: от помех дефибриллятора и ЭХВЧ. Волны ЭКГ: 9-канальный ЭКГ, 12-канальный ЭКГ. Входное сопротивление: > 5 Мом

Дыхание. Метод: Импедансный. Диапазон измерения: 0...100 вд./мин. Точность: ± 1 вд./мин.

SPO₂ (пульсоксиметрия). Диапазон измерений: 0~100%. Точность измерений: $\pm 1\%$ (SPO2 90 – 100%); $\pm 2\%$ (SPO2 70 – 89%). Диапазон ЧСС: 0~250 уд./мин. Разрешение: 1%. Точность: ± 1 уд./мин

Модуль Nellcor SpO₂. Диапазон измерений: 0~100%. Точность измерений: $\pm 2\%$ (для взрослых и детей); $\pm 3\%$ (для новорождённых). Диапазон ЧСС: 0~254 уд./мин. Разрешение: 1 уд./мин. Точность: ± 3 уд./мин

НИАД (неинвазивное артериальное давление). Метод измерения: автоматический и осциллометрический. Типы измерения параметров: систолическое, диастолическое, среднее давление. Режимы измерения: ручной/автоматический. Интервал в автоматическом режиме измерения: 1...480 мин. Время измерения: устанавливаемое пользователем. Единица измерения: мм рт. ст.

Диапазон измерения давления: *взрослый/дети:* систолическое давление 60~240 мм рт. ст. Диастолическое давление 30...190 мм рт. ст. Среднее давление 40...210 мм рт. ст. *Новорождённые:* систолическое давление 25...135 мм рт. ст. Диастолическое давление 12...110 мм рт. ст. Среднее

давление 18...120 мм рт. ст. Точность измерения давления: ± 5 мм рт. ст. Диапазон НИАД: 0~300 мм рт. ст. Защиты от избыточного давления: двойная защита от избыточного давления

ИАД (инвазивное артериальное давление). Диапазон измерения: 50~300 мм рт. ст. Каналы: 2 канала. Измеряемые параметры: ARP, PA, CVP, LAP, ICP, P1, P2. Точность: наибольшее из $\pm 1\%$ или ± 1 уд./мин.

Температура. Диапазон измерения: 20...45 °С. Разрешение: 0,1 °С. Точность измерения: $\pm 0,1$ °С (не включает ошибку датчиков). Датчик: стандартный комплект – кожный датчик температуры. Тревога: 20...45 °С, автоматическое запоминание случаев тревоги.

Капнография EtCO₂. Метод: исследование поглощения ИК-излучения. Частота дискретизации: 50 ± 10 mL/min (боковой). Диапазон измерения CO₂ : 0 to 150 mmHg. Разрешение CO₂ : 0,1 mmHg 0 to 69 mmHg 0,25 mmHg, 70...150 mmHg. Точность CO₂ : 0...40 mmHg $\pm \pm 2$ mmHg; 41...70 mmHg $\pm 5\%$; 71...100 mmHg $\pm 8\%$; 101...150 mmHg $\pm 10\%$.

AwRR: ± 1 грм. Время реакции : < 3 с, включая время транспортировки. Методы числения: BTPS (Body Temperature Pressure Saturated). Примерный расход газа: 50 ml/min.

1.4. КОМПЬЮТЕРНЫЙ ТОМОГРАФ

Компьютерный томограф (КТ) – медицинский рентгенодиагностический аппарат, предназначенный для воссоздания трёхмерного изображения внутренних органов человека из большой серии двумерных рентгеновских снимков, сделанных вокруг одной оси вращения. По сравнению с обычной рентгенограммой изображения КТ экспонатов обладают значительно лучшими информативностью, наглядностью и контрастностью.

Блок-схема компьютерного томографа представлена на рис. 1.4.

Компьютерный томограф состоит из трёх основных частей.

1. Гентри (Gantry), в котором расположены рентгеновская трубка и кольцо детекторов. Трубка, вращаясь вокруг пациента, излучает рентгеновские лучи, которые воспринимаются детекторами, расположенными по окружности кольца.

2. Многоканальный блок обработки, состоящий из мультиплексоров (AFE) и АЦП (ADC). На входы мультиплексоров поступает информация от детекторов, расположенных в гентри. В АЦП аналоговый сигнал преобразуется в цифровой вид.

3. Блок процессоров состоит из двух DSP процессоров, один из которых принимает цифровую информацию от мультиплексоров, а второй производит реконструкцию изображения в трёхмерный вид.

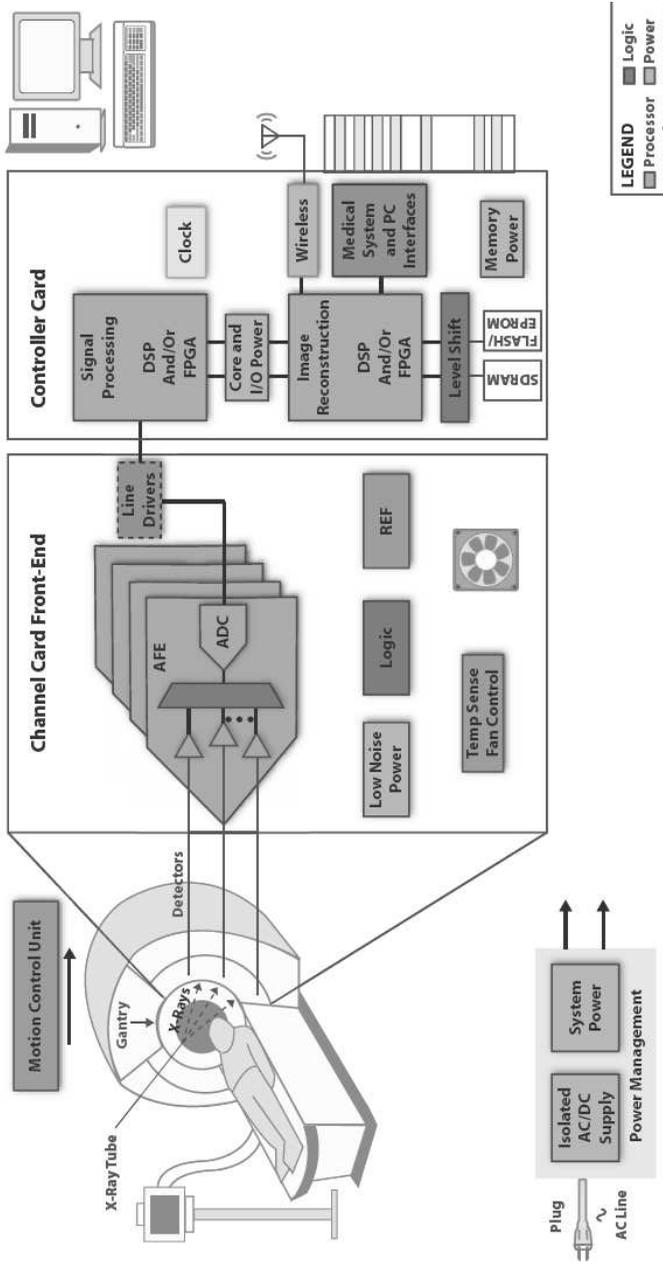


Рис. 1.4. Блок-схема компьютерного томографа

Для воспроизведения изображения органов человека в томографе присутствуют интерфейсы для подключения персонального компьютера или какой-либо медицинской системы. Запоминание информации о пациенте производится в энергонезависимой Flash-памяти.

Спиральная компьютерная томография

Спиральная КТ используется в клинической практике с 1988 г.

Спиральное сканирование заключается в одновременном выполнении двух действий: непрерывного вращения источника – рентгеновской трубки, генерирующей излучение вокруг тела пациента, и непрерывного поступательного движения стола с пациентом вдоль продольной оси сканирования через апертуру гентри. В этом случае траектория движения рентгеновской трубки относительно оси направления движения стола с телом пациента примет форму спирали.

В отличие от последовательной КТ скорость движения стола с телом пациента может принимать произвольные значения, определяемые целями исследования. Чем выше скорость движения стола, тем больше протяжённость области сканирования. Важно то, что длина пути стола за один оборот рентгеновской трубки может быть в 1,5–2 раза больше толщины томографического слоя без ухудшения пространственного разрешения изображения.

Технология спирального сканирования позволила значительно сократить время, затрачиваемое на КТ-исследование, и существенно уменьшить лучевую нагрузку на пациента.

Многослойная компьютерная томография (МСКТ)

Многослойная («мультиспиральная», «мультисрезовая») компьютерная томография – МСКТ) была впервые представлена компанией ElscintCo в 1992 г. Принципиальное отличие МСКТ томографов от спиральных томографов в том, что по окружности Гентри расположены не один, а два и более ряда детекторов. Для того чтобы рентгеновское излучение могло одновременно приниматься детекторами, расположенными на разных рядах, была разработана новая объёмная геометрическая форма пучка. Кроме того, было увеличено количество оборотов рентгеновской трубки с одного до двух в секунду. Таким образом, четырёхспиральные МСКТ-томографы пятого поколения на сегодняшний день в восемь раз быстрее, чем обычные спиральные КТ томографы четвёртого поколения. Сегодня же в некоторых клиниках уже имеются 320-срезовые компьютерные томографы. Эти томографы, впервые представленные в 2007 г. компанией Toshiba, являются новым витком эволюции рентгеновской компьютерной томографии. Они позволяют не только получать изображения, но и дают возможность наблюдать почти что «в реальном» времени физиологические процессы, происходящие в головном мозге и в сердце. Особенностью подобной системы является возможность сканирования целого органа (сердце, суставы, головной мозг и т.д.) за один оборот рентгеновской трубки, что значительно сокращает время обследования, а так-

же возможность сканировать сердце даже у пациентов, страдающих аритмиями.

Преимущества МСКТ перед обычной спиральной КТ:

– улучшение временного разрешения достигается за счёт уменьшения времени исследования и количества артефактов из-за непроизвольного движения внутренних органов и пульсации крупных сосудов;

– улучшение пространственного разрешения вдоль продольной оси связано с использованием тонких (1...1,5 мм) и очень тонких (0,5 мм) срезов;

– увеличение скорости сканирования достигается уменьшением времени оборота рентгеновской трубки, по сравнению с обычной спиральной КТ, в два раза до 0,45...0,50 с.

Все вышеотмеченные нововведения не только повышают пространственное разрешение, но благодаря специально разработанным алгоритмам реконструкции позволяют значительно уменьшить количество и размеры *артефактов* (посторонних элементов) КТ-изображений. Основным преимуществом МСКТ по сравнению с односрезовой СКТ является возможность получения изотропного изображения при сканировании с субмиллиметровой толщиной среза (0,5 мм). Изотропное изображение возможно получить, если грани вокселя матрицы изображения равны, т.е. воксель принимает форму куба. В этом случае пространственное разрешение в поперечной плоскости и вдоль продольной оси становится одинаковым.

Компьютерная томография с двумя источниками излучения

DSCT (DualSourceComputedTomography) является одним из логичных продолжений технологии МСКТ. Дело в том, что при исследовании сердца (КТ-коронарография) необходимо получение изображений объектов, находящихся в постоянном и быстром движении, что требует очень короткого периода сканирования. В МСКТ это достигалось синхронизацией ЭКГ и обычного исследования при быстром вращении трубки. Но минимальный промежуток времени, требуемый для регистрации относительно неподвижного среза для МСКТ при времени обращения трубки, равном 0,33 с (≈ 3 оборота в секунду), равен 173 мс, т.е. время полуоборота трубки. Такое временное разрешение вполне достаточно для нормальной частоты сердечных сокращений (в исследованиях показана эффективность при частотах менее 65 ударов в мин и около 80, с промежутком малой эффективности между этими показателями и при больших значениях).

Использование двух рентгеновских трубок, расположенных под углом 90° , даёт временное разрешение, равное четверти периода обращения трубки (83 мс при обороте за 0,33 с). Это позволило получать изображения сердца независимо от частоты сокращений.

Также такой аппарат имеет ещё одно значительное преимущество: каждая трубка может работать в своём режиме (при различных значениях напряжения и тока, кВ и мА соответственно). Это позволяет лучше диф-

ференцировать на изображении близкорасположенные объекты различных плотностей. Особенно это важно при контрастировании сосудов и образований, находящихся близко от костей или металлоконструкций. Данный эффект основан на различном поглощении излучения при изменении его параметров у смеси «кровь плюс йодсодержащее контрастное вещество» при неизменности этого параметра у гидроксипатита (основа кости) или металлов.

В остальном аппараты являются обычными МСКТ аппаратами и обладают всеми их преимуществами.

Контрастное усиление

Для улучшения дифференцировки органов друг от друга, а также нормальных и патологических структур, используются различные методики контрастного усиления (чаще всего, с применением йодсодержащих контрастных препаратов).

Двумя основными разновидностями введения контрастного препарата являются пероральное (пациент с определённым режимом выпивает раствор препарата) и внутривенное (производится медицинским персоналом). Главной целью первого метода является контрастирование полых органов желудочно-кишечного тракта; второй метод позволяет оценить характер накопления контрастного препарата тканями и органами через кровеносную систему. Методики внутривенного контрастного усиления во многих случаях позволяют уточнить характер выявленных патологических изменений (в том числе достаточно точно указать наличие опухолей, вплоть до предположения их гистологической структуры) на фоне окружающих их мягких тканей, а также визуализировать изменения, не выявляемые при обычном («нативном») исследовании.

В свою очередь, внутривенное контрастирование можно проводить двумя способами: «ручное» внутривенное контрастирование и болюсное контрастирование.

При первом способе контраст вводится вручную рентгенлаборантом, время и скорость введения не регулируются, исследование начинается после введения контрастного вещества. Этот способ применяется на «медленных» аппаратах первых поколений, при МСКТ «ручное» введение контрастного препарата уже не соответствует значительно возросшим возможностям метода.

При болюсном контрастном усилении контрастный препарат вводится внутривенно шприцем-инжектором с установленными скоростью и временем подачи вещества. Цель болюсного контрастного усиления – разграничение фаз контрастирования. Время сканирования различается на разных аппаратах, при разных скоростях введения контрастного препарата и у разных пациентов; в среднем при скорости введения препарата 4–5 мл/с сканирование начинается примерно через 20...30 с после начала введения инжектором контраста, при этом визуализируется наполнение

артерий (артериальная фаза контрастирования). Через 40...60 с аппарат повторно сканирует эту же зону для выделения портально-венозной фазы, в которую визуализируется контрастирование вен. Также выделяют отсроченную фазу (180 с после начала введения), при которой наблюдается выведение контрастного препарата через мочевыделительную систему.

КТ-ангиография

КТ-ангиография позволяет получить послойную серию изображений кровеносных сосудов; на основе полученных данных посредством компьютерной постобработки с 3D-реконструкцией строится трёхмерная модель кровеносной системы.

Спиральная КТ-ангиография – одно из последних достижений рентгеновской компьютерной томографии. Исследование проводится в амбулаторных условиях. В локтевую вену вводится йодсодержащий контрастный препарат в объёме ~100 мл. В момент введения контрастного вещества делают серию сканирований исследуемого участка.

КТ-перфузия. Метод, позволяющий оценить прохождение крови через ткани организма, в частности: перфузию головного мозга; перфузию печени.

1.5. ПОРТАТИВНЫЙ АНАЛИЗАТОР ГАЗОВ КРОВИ

Портативный анализатор газов крови является инструментом, используемым для измерения парциального давления кислорода, углекислого газа, окиси углерода и азота в крови.

Основные подсистемы следующие.

1. Аналоговый интерфейс. Сигналы с датчиков химического анализа после мультиплексирования усиливаются и оцифровываются для последующей обработки. Коэффициенты усилителей сенсоров (SensorAmplifiers) подбираются так, чтобы обеспечить одинаковый диапазон сигналов от сенсоров на входе АЦП.

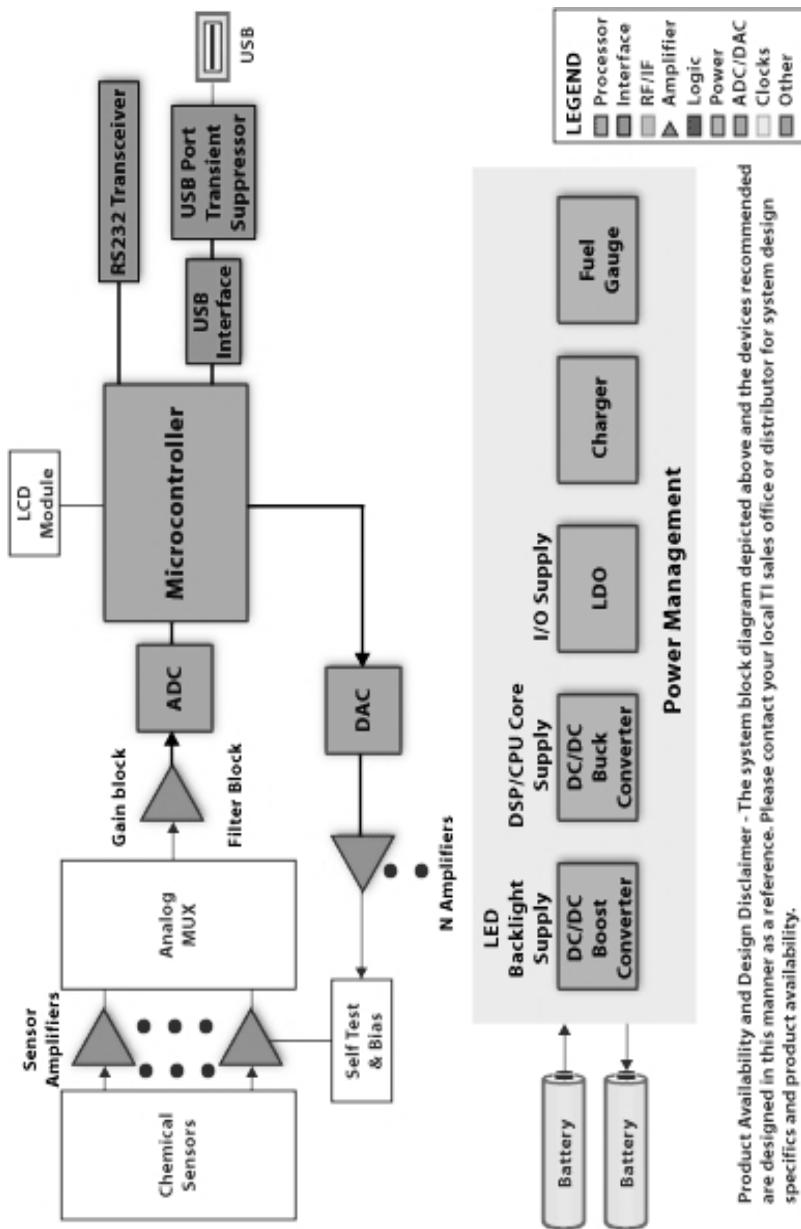
2. Микроконтроллер TMS320C55X выполняет анализ процессов, обусловленных газами в крови и управление интерфейсом памяти и периферийных устройств.

3. ЖК-дисплей для отображения данных.

4. Система управления питанием. Преобразует напряжение аккумулятора в напряжения, необходимые для работы различных функциональных блоков.

5. Аналоговая обратная связь. Преобразует сигнал с цифрового выхода микроконтроллера в аналоговый сигнал для самостоятельной калибровки на стадии входного датчика. При самоконтроле системы МК вырабатывает сигнал заданной формы и проверяет его прохождение по всем каналам.

Блок-схема портативного анализатора газов крови представлена на рис. 1.5.



Product Availability and Design Disclaimer - The system block diagram depicted above and the devices recommended are designed in this manner as a reference. Please contact your local TI sales office or distributor for system design specifics and product availability.

Рис. 1.5. Блок-схема портативного анализатора газов крови

Современные возможности.

Основные рабочие принципы измерения: оптическая флуоресценция и оптическая отраженная фотометрия. Флуоресцирующая молекула датчика специфически и количественно связывается с соответствующим определяемым анализом. Датчик (сенсор) PO₂ в кассете имеет две функции: флуоресцентное определение PO₂ и фотометрическое определение общего гемоглобина (tHb) и насыщения кислородом (SO₂).

Анализатор предоставляет возможность измерения pH, PCO₂, PO₂, Na⁺, K⁺, iCa⁺⁺, Cl⁻, Глюкозы, Гемоглобина, SO₂. Общий вес анализатора составляет менее 5,5 кг, что позволяет легко его перевозить в необходимое место. Он может работать от собственного аккумулятора (8 ч) либо от сети.

Инновационная оптическая технология

Одноразовые кассеты, хранящиеся при комнатной температуре. Анализ производится бесконтактным методом, что позволяет избежать регулярного сервисного обслуживания электродов, как в других анализаторах.

Широкий диапазон температур

Термостат в измерительном блоке прогревается до 37 °С. Это позволяет работать даже в холодных помещениях, включая операционные.

Технологии

Анализатор – это микропроцессорный инструмент, который измеряет оптическую флуоресценцию от дискретных сенсоров, называемых оптическими электродами. Одноразовая кассета содержит всё, что нужно для калибровки, измерения образца и сбора отходов. Специальная информация о калибровке считывается в анализатор с помощью штрих-кода. Далее кассета вставляется в измерительный блок.

Анализатор нагревает кассету до 37,0 ± 0,1 °С и производит калибровочную проверку на сенсорах для PCO₂ и PO₂, пропуская калибровочную газовую смесь вдоль сенсоров. Канал электролитов и pH калибруются буфером, содержащимся в кассете. После прохождения калибровки анализатор вводит кровь внутрь кассеты вдоль сенсоров. Световой пучок измеряется после уравнивания с пробой крови.

Типы кассет:

- кассета В: pH, PCO₂, tHb, SO₂;
- кассета Е: pH, PCO₂, tHb, SO₂, Na⁺, K⁺ ;
- кассета Е–Са: pH, PCO₂, tHb, SO₂, Na⁺, K⁺, Ca⁺⁺ ;
- кассета Е–Cl: pH, PCO₂, tHb, SO₂, Na⁺, K⁺, Cl⁻ ;
- кассета Е–Glu: pH, PCO₂, tHb, SO₂, Na⁺, K⁺, Glu.

Свойства кассет

Хранятся при комнатной температуре, что избавляет от возможных проблем с хранением и транспортировкой. Информация о кассете и её калибровке хранится в самой кассете. Автоматическая аспирация образца. Не требуются реагенты, пока анализатор не используется.

Рабочие характеристики

Требуемый объём крови, мкл	125
Тип образца	Цельная кровь, сыворотка, плазма
Забор образца	Автоматический
Время анализа	<120 с
Диапазон рабочей температуры, °С	10...32
Относительная влажность, %	5...95

Технические характеристики

Измеряемые параметры	Диапазон измерений	Разрешение
pH	6,6...7,8	0,001
PCO ₂	10...200 mmHg	0,1 mmHg
PO ₂	10...700 mmHg	0,1 mmHg
Na ⁺	100...180 mmol/L	0,1 mmol/L
K ⁺	0,8...10 mmol/L	0,01 mmol/L
Cl ⁻	50...160 mmol/L	0,1 mmol/L
Ca ⁺⁺	0,2...0,3 mmol/L	0,01 mmol/L
Глюкоза	30...400 mg/dL	0,1 mg/dL
Глюкоза	1,7...22 mmol/L	0,1 mmol/L
tHb	5...25 g/dL	0,1 g/dL
SO ₂	60...100%	0,1%
Барометрическое давление	300...800 mmHg	0,1 mmHg

Расчётные параметры

Фактический гидрокарбонат (HCO ₃)	1...200 mmol/L
Избыток оснований (BE)	-40...40 mmol/L
Дополнительный избыток оснований клеточной жидкости (BE _{ecf})	-40...40 mmol/L
Фактический избыток оснований (BE _{aef})	-40...40 mmol/L
Буферная база (BB)	0...100 mmol/L
Общий CO ₂ (tCO ₂)	1...100 mmol/L
Стандартный гидрокарбонат (st.HCO ₃)	2...200 mmol/L
Стандартный pH (st. pH)	6,5...8,0
Насыщение кислородом (SO ₂)	0...100%
Содержание кислорода (O _{2ct})	0...56 mL/dL
Гематокрит (Hct)	15...75%
Концентрация ионов водорода (cH ⁺)	10...1000 mmol/L
Альвелярно-артериальный градиент кислорода (AaDO ₂)	0...800 mmHg
Анионный интервал (AG)	3...30 mmol/L
Стандартизированный ионизированный кальций (pH = 7,4) (pCa ⁺⁺)	0,1...3,0 mmol/L
P _{5O}	15...35 mmHg

Управление данными

Принтер	Встроенный термальный
Дисплей	сенсорный
Управление	сенсорное
Интерфейс	RS-232, АСП или ASTM формат
Память	200 результатов
Контроль качества	30 дней

Вводимые параметры

Температура пациента, °С	14...44
Гемоглобин, g/dL	1...26
Тип гемоглобина	Взрослый / Фетальный
Средняя концентрация красных кровяных телец (MCHC), %	29...37
P ₅ O, mmHg	15...40
FIO ₂	0,21...1,0
RQ	0,7...2,0
Пол пациента	М/Ж/Неизвестен
ИН оператора	до 10 цифр
ИН пациента	до 15 цифр

1.6. АВТОМАТИЗИРОВАННЫЕ ВНЕШНИЕ ДЕФИБРИЛЛЯТОРЫ

Большинство автоматизированных внешних дефибрилляторов (АВД) весьма сложные микропроцессорные устройства, предназначенные для мониторинга, оценки и автоматического лечения пациентов с опасными для жизни сердечными ритмами.

АВД захватывают ЭКГ-сигналы от электродов, производят анализ ритма с помощью специальной программы (алгоритма) распознавания аритмий. После электрокардиографической регистрации ритма алгоритм автоматического внешнего дефибриллятора выбирает одну из двух возможных ситуаций: наносить или не наносить электрический разряд. Если дефибриллятор полностью автоматический, он самостоятельно наносит или не наносит разряд; полуавтоматический – даёт только совет в виде голосового сообщения и/или выводит информацию на экран монитора. Автоматический внешний дефибриллятор может также известить о возможном артефакте, возникшем на электрокардиограмме.

Основные элементы дефибриллятора следующие: высоковольтный источник питания, накопительный конденсатор, дополнительный индуктор и электроды пациента. Дефибриллятор устроен так, что разряд его конденсатора при любом количестве накопленной энергии происходит в течение 7...10 мс («полезное время» раздражения сердца) через катушку индуктивности, с помощью которой устраняется начальная высоковольт-

ная часть разрядного тока, а продолжительность разряда увеличивается. В результате, значительно повышается эффективность разряда и уменьшается вредное действие чрезмерного сильного тока на сердце. Кроме того, наличие индуктивности в цепи снижает напряжение на объекте (т.е. на грудной клетке и на самом сердце) в 3–4 раза по сравнению с напряжением заряда конденсатора.

Многие юрисдикции требуют производить дефибрилляторы, имеющие функцию аудиозаписи с места остановки сердца для пост-анализа событий. Все АВД включают средства для хранения и извлечения модели ЭКГ пациента.

Ещё к одному входу АВД подключён микрофон для записи звука со сцены. Сигнал с микрофона используется для компенсации внешних помех.

Интерфейсные сигналы АВД, приходящие с электродов ЭКГ, установленных на пациенте, имеют очень малую амплитуду (<10 мВ). Поэтому необходимо применение инструментального усилителя. Инструментальные усилители должны удовлетворять следующим требованиям: диапазон амплитуд входных сигналов $10 \dots 0,1$ мВ; высокий входной импеданс (> 5 МОм); низкий входной ток утечки (<1 мкА); постоянство частотной характеристики в диапазоне $0,1 \dots 100$ Гц.

ЭКГ и микрофонные входы оцифровываются и обрабатываются DSP. Большинство AED приборов используют 16-битный процессор (типа MSP430) и, следовательно, хорошо работают с 16-битным АЦП, применяемыми для оцифровки ЭКГ и голосового ввода. Усиленный сигнал ЭКГ должен иметь в полосе частот от $0,1$ Гц до 100 Гц минимальное отношение сигнал/шум 50 дБ. Аудиозаписи сигналов, как правило, имеют пропускную способность 8 кГц и минимальное отношение сигнал/шум 65 дБ. Микрофонный вход также должен быть усилен с максимальным прогнмируемым коэффициентом усиления от 40 дБ.

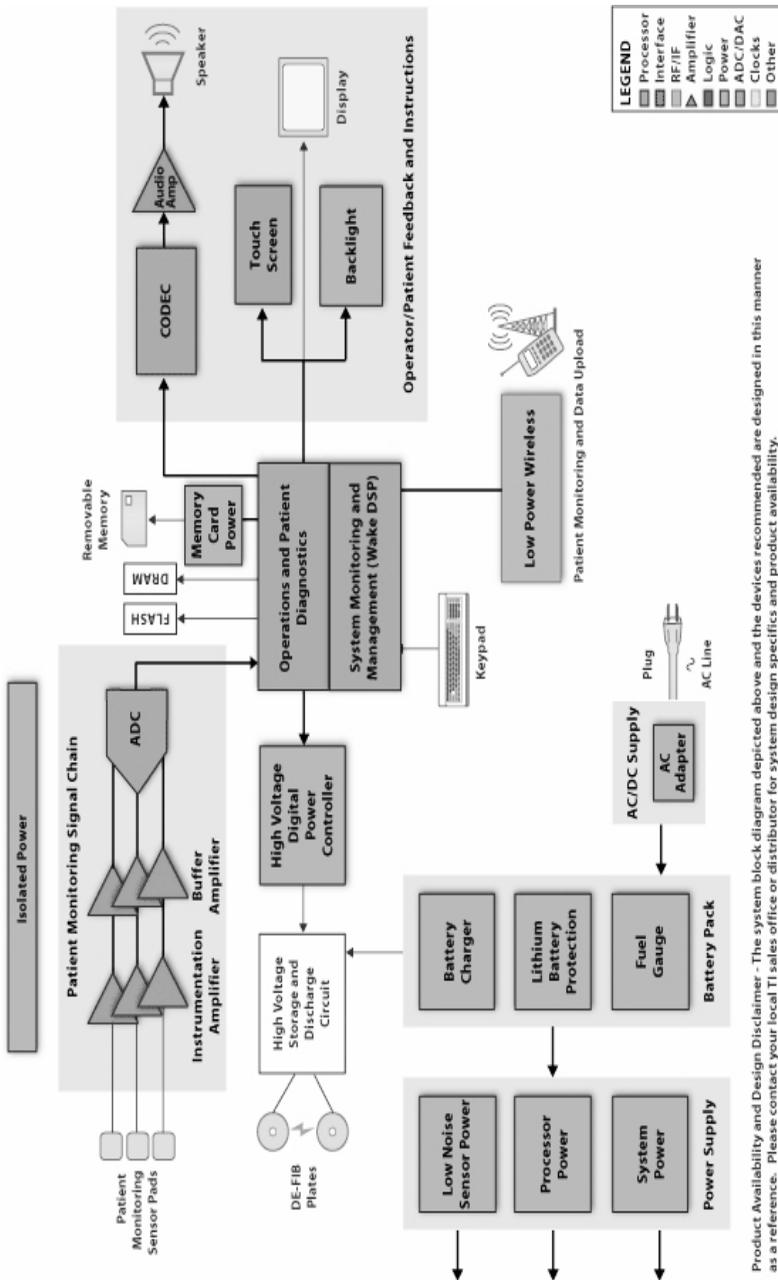
АВД может синтезировать аудиоинструкции с регулируемой громкостью выхода либо на спикер наушников, либо на 8Ω динамик.

Для АВД наиболее подходит 16-битный звуковой кодек TLV320AIC20, потому что он включает два канала: АЦП, ЦАП, микрофонный усилитель, драйверы для наушников и 8Ω динамика с регулятором громкости, управляемых отдельными DSP.

Блок-схема AED представлена на рис. 1.6.

Современные возможности дефибрилляторов:

- 98% – эффективность первого разряда (совершённого в первые минуты кардиальной катастрофы);
- портативность, защита от ударов, падений, вибрации – неограниченные возможности использования дефибрилляторов в любых экстремальных ситуациях;
- постоянная готовность к использованию – отсутствие необходимости постоянной подзарядки устройства, система и индикация автоматического ежедневного самоконтроля;



Product Availability and Design Disclaimer - The system block diagram depicted above and the devices recommended are designed in this manner as a reference. Please contact your local TI sales office or distributor for system design specifics and product availability.

Рис. 1.6. Блок-схема АД

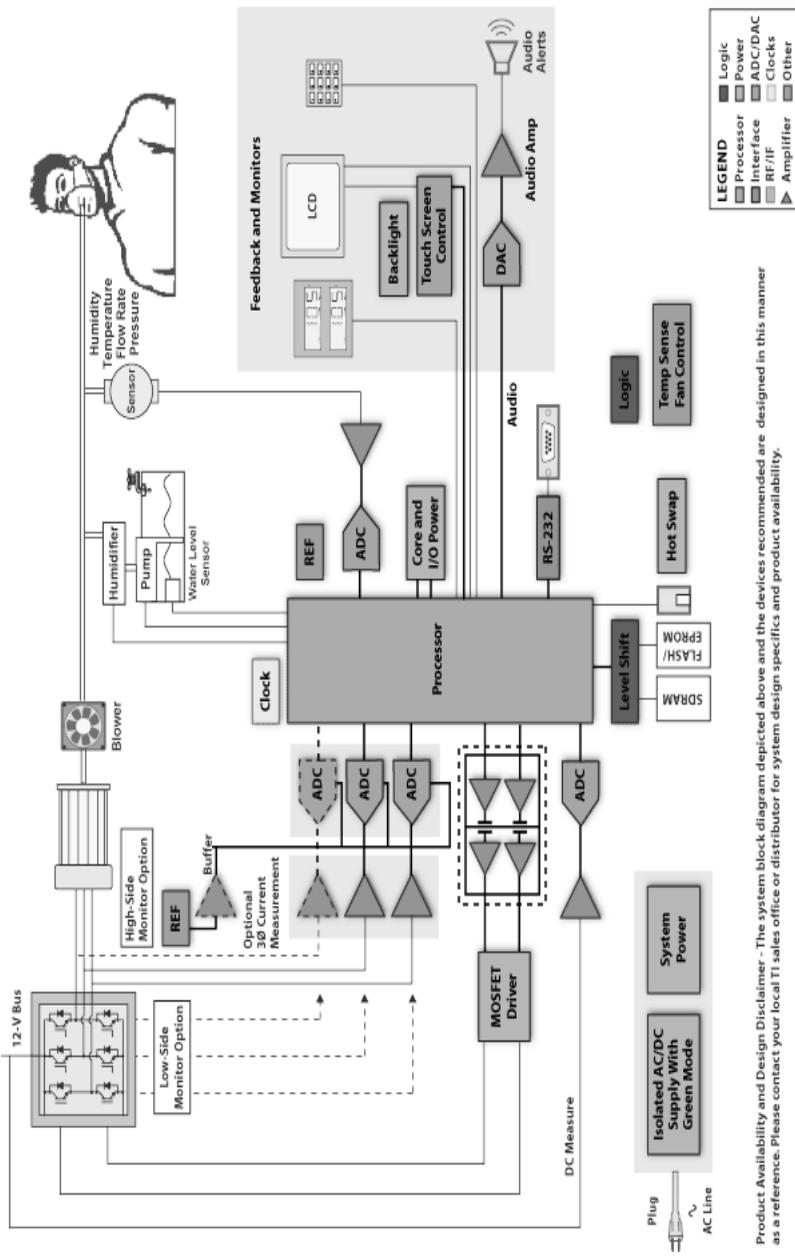
- бифазная форма разряда обеспечивает наиболее эффективную и наименее травматичную дефибрилляцию;
- автоматический выбор мощности разряда в зависимости от импеданса тканей пациента, его веса и роста, т.е. выбирается максимально эффективный и наиболее безопасный разряд, который наиболее эффективно воздействует на сердце;
- простота и комфортность использования – управление устройством осуществляется при помощи одной кнопки;
- голосовые подсказки действий для персонала – минимизация ошибок и оптимизация осуществления успешной дефибрилляции;
- интегрированные электроды – электроды на клеящейся основе, с низким уровнем переходного сопротивления, позволяют осуществлять индивидуально-эффективную «свободную» дефибрилляцию (руки персонала освобождаются для осуществления других дополнительных манипуляций, необходимых для проведения успешной реанимации);
- электроды неполяризованные – не нужно тратить время на решение вопроса: «куда накладывать электроды?», прибор сам устанавливает размещение и поляризацию электродов;
- возможность визуализации, архивации, протоколирования всех событий дефибрилляции в цифровом формате на компьютере;
- возможность проведения прибором полной автоматической самостоятельной дефибрилляции без участия персонала;
- безопасность использования, так как осуществить несанкционированный разряд невозможно, потому что при наличии нормального ритма сердца дефибриллятор не активизирует (блокирует) кнопку разряда.

1.7. ПРИБОР СРАР ПОСТОЯННОГО ПОЛОЖИТЕЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ В ДЫХАТЕЛЬНЫХ ПУТЯХ

Обеспечение СРАР (*Constant Positive Airway Pressure*) или постоянного положительного давления в дыхательных путях осуществляется методом дыхательной вентиляции, который используется в основном для лечения апноэ. Во время сна мышцы, как правило, естественно расслабляются, вызывая сужение верхних дыхательных путей. Это уменьшает количество кислорода в крови и вызывает пробуждение ото сна.

Блок-схема прибора СРАР представлена на рис. 1.7.

В аппарате установлен датчик, который в реальном времени отслеживает давление в дыхательном контуре (в трубке), а также низкоинерционный малошумящий двигатель. Микропроцессор выполняет несколько операций, включая отбор проб с датчиков давления, влажности, расхода, температуры воздушного потока, вычисление желаемых давления, влажности, температуры в дыхательных путях и формирование сигналов управления



Product Availability and Design Disclaimer - The system block diagram depicted above and the devices recommended are designed in this manner as a reference. Please contact your local TI sales office or distributor for system design-specifics and product availability.

Рис. 1.7. Блок-схема прибора SRAP

двигателем, увлажнителем и обогревателем. При падении давления (на вдохе) аппарат ускоряет обороты двигателя и поддерживает должное лечебное давление. При подскоке давления (на выдохе) аппарат замедляет обороты двигателя, что также обеспечивает стабильность давления. В случае возникновения утечки из-под маски аппарат определяет падение давления, ускоряет обороты двигателя и компенсирует утечку. Точность управления двигателем обеспечивается системой контроля уровня всех трёх питающих фаз, выдерживающей требуемые обороты двигателя.

Аппарат автоматически регулирует лечебное давление в зависимости от наличия или отсутствия апноэ и храпа. На практике это выглядит следующим образом. Задаётся начальное лечебное давление и его диапазон. Например, исходное давление 10 мм водного столба, диапазон 6...14 мм водного столба. Аппарат начинает работать на исходном давлении. Если у пациента не регистрируется апноэ или храп, аппарат постепенно снижает давление до нижней границы диапазона. Если данные симптомы имеют место, аппарат постепенно повышает давление до их исчезновения или до верхней границы диапазона.

Целесообразность настройки давления в реальном времени обусловлена также изменением лечебного давления в зависимости от положения тела и стадии сна. При глубоком сне и сне на спине требуется существенно большее давление для открытия дыхательных путей по сравнению с поверхностным сном и сном на боку соответственно.

Важным элементом системы управления являются драйверы MOSFET, надёжно и безотказно управляющие работой силовых ключей коммутатора фаз двигателя постоянного тока. В драйверах используются высокие рабочие частоты, что позволяет обеспечить форму преобразованного напряжения, подаваемого на двигатель, близкую к идеальной. Драйвер позволяет контролировать значение падения напряжения на MOSFET-транзисторах для плавного выключения транзистора при превышении опасного порога, блокирует на заданное время схему защиты при активном состоянии транзистора в моменты переключения.

За счёт большой мощности встроенных изолированных DC/DC-преобразователей драйвер определяет предельно короткое время включения и выключения управляемых транзисторов, что обеспечивает минимизацию динамических потерь в преобразователе. Драйвер формирует необходимое «мёртвое» время между переключениями транзисторов верхнего и нижнего плеча инвертора. Такие драйверы выпускаются и в виде отдельных монолитных модулей.

Современные CPAP аппараты компактны (2–3 кг), малошумны, позволяют профильтровывать, увлажнять и обогревать доставляемый воздух, обеспечивают точное дозирование давления и компенсацию возможных утечек. Кроме этого в большинстве аппаратов предусмотрена функ-

ция постепенного повышения давления до рабочего уровня в течение 5 – 45 мин, что облегчает процесс засыпания пациента.

Современный аппарат регистрирует следующие данные:

- длительность использования аппарата в течение ночи;
- параметры лечебного давления (минимальное, среднее, максимальное);
- график процентного распределения различных уровней лечебного давления;
- почасовой график утечек и среднего давления в течение ночи;
- наличие эпизодов апноэ, апноэ с кардиальными осцилляциями, гипопноэ, гипопноэ с флулимитацией, храпа, лимитирования потока;
- процентное распределение дыхательных циклов (нормальный, промежуточный, с флулимитацией, ошибочный).

Кроме этого за последние 35 часов лечения имеется возможность просмотра подробных данных в виде графиков динамики лечебного давления, утечек воздуха из-под маски и нарушений дыхания.

Регистрация параметров лечения обеспечивает объективный контроль за состоянием пациента и эффективностью проведения лечения.

1.8. ОБОРУДОВАНИЕ ДЛЯ ДИАЛИЗА ИЛИ «ИСКУССТВЕННАЯ ПОЧКА»

В аппарате «искусственная почка» можно выделить следующие основные узлы: диализатор с кровопроводящими магистралями, кровяной насос, блок электронного контроля за параметрами крови и диализата, блок подготовки и слива диализата.

Блок-схема «искусственной почки» представлена на рис. 1.8.

Блок-схема включает четыре блока, управляемых микроконтроллерами (μ Controller), блок контроля расхода крови и цвета диализатора и блок контроля (Sensor Control Board) на основе АЦП.

Системная плата (Main System Board) предназначена для общего управления, ввода данных с клавиатуры и выдачи сигнала тревоги на динамик.

Блок артериального давления (Arterial Pressure) обеспечивает управление кровяным насосом, задаёт обороты в зависимости от результатов измерения артериального давления, полученных с преобразователя (Transducer) и выключает насос по сигналу тревоги.

Блок венозного давления (Venous Pressure) обеспечивает измерение венозного давления, управление венозным зажимом и дренажным клапаном.

Блок определения расхода и цвета (Leakand Colordetection) – блок электронного контроля за параметрами крови и диализата.

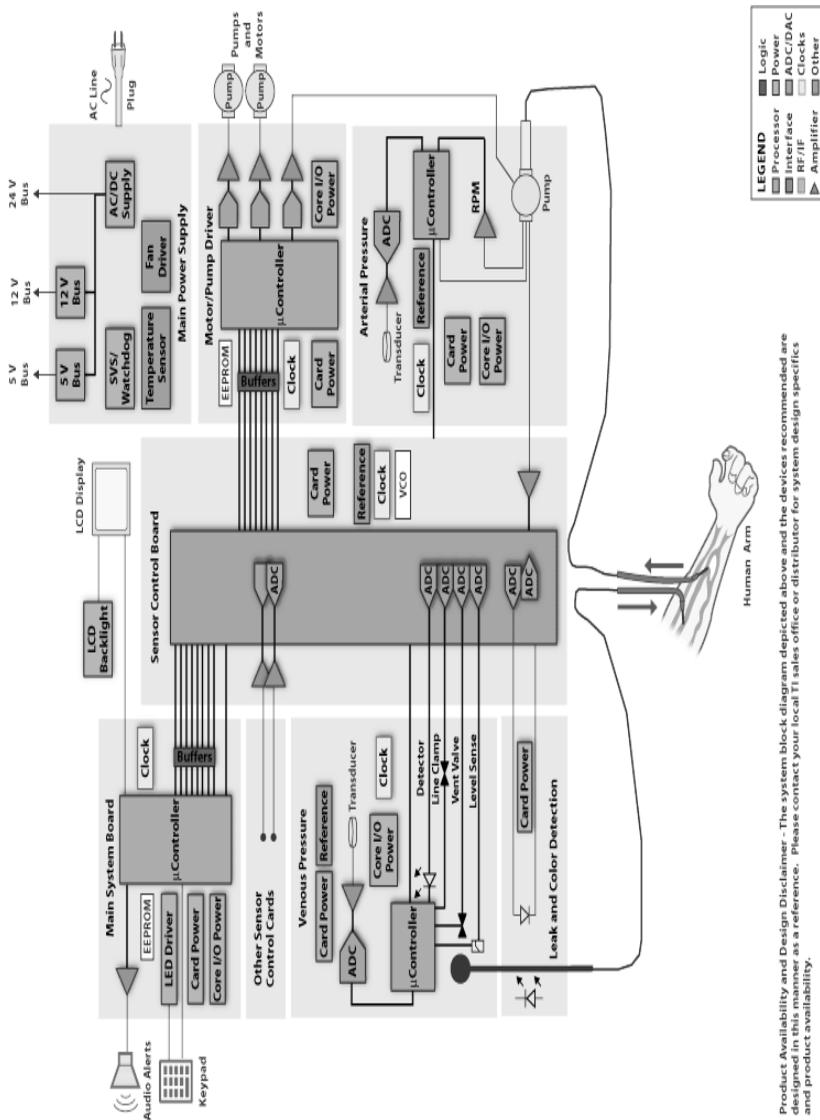


Рис. 1.8. Блок-схема «ИСКУССТВЕННОЙ ПОЧКИ»

Одним из главных его узлов является диализатор. Он предназначен для внепочечного очищения крови. Диализ известен как «избирательная диффузия» – это перемещение веществ от высокой концентрации к более низкой сквозь полупроницаемую мембрану. Этот процесс основан на свойстве полупроницаемых мембран пропускать частицы и ионы размером до 500 А и задерживать коллоидные частицы и макромолекулы. В данном процессе работают два раствора – диализуемый (кровь) и диализующий. Существуют диализаторы однократного и многократного применения. К настоящему времени создано большое количество различных модификаций диализаторов: пластинчатые, капиллярные, катушечные, спиральные и др. Диализатор состоит из трёх–четырёх опорных пластин и двух разделов, называемых «полости диализата» и «полости крови». Полости диализата и крови отделены друг от друга полупрозрачными мембранами. По полости диализата протекает диализат, а по полости крови тонким слоем протекает кровь. Таким образом, диализат омывает полость крови.

Следующим узлом «искусственной почки» является кровяной насос. Он служит для нагнетания крови по магистралям из артерии в диализатор и для возвращения её после очищения в кровяное русло больного через вену.

Очень важный узел аппарата – блок электронного контроля за параметрами крови и диализата. С его помощью обеспечивается контроль за целостностью мембраны. Даже при её микропрорыве (микроповреждении) и попадании в диализат небольшого количества крови автоматически срабатывают электронные датчики, останавливается кровяной насос и прекращается поступление диализата. Контролируется также давление крови в системе аппарат–больной и скорость кровотока.

По диализирующей жидкости контролируется температура, концентрация раствора, скорость движения диализата, величина отрицательного давления в диализаторе. В случае каких-либо нарушений в системе или отклонений от заданных параметров немедленно включается световой и звуковой сигнал тревоги. Тогда до устранения обнаруженного дефекта гемодиализ прекращается.

1.9. ПОРТАТИВНЫЙ МЕДИЦИНСКИЙ ИЗМЕРИТЕЛЬ

Портативный медицинский измеритель включает в себя: глюкометр, измеритель газов крови, цифровой тонометр с измерителем частоты сердечных сокращений, цифровой термометр. Его структурная схема представлена на рис. 1.9.

Для измерителя глюкозы, измерителя газов крови, цифрового тонометра с измерителем частоты сердечных сокращений, цифрового термометра есть системные блоки, которые являются общими для каждого:

блок управления питанием, блок управления и обработки данных, блок усиления и АЦП, дисплея и датчиков самого элемента. Это микроконтроллерное портативное устройство, работающее от батарей, предназначено для проведения измерений с помощью различных биологических сенсоров с топологией, состоящей из различных блоков, различающихся методом зондирования, обработки и отображения информации и набором функций.

В данном приборе потребление электроэнергии является ключевым моментом, вызванным необходимостью продления срока службы аккумулятора, а также высокая точность с малым временем отклика. Требования, предъявляемые к беспроводной или проводной связи, а также для обработки данных, добавления аудио- или голосовых подсказок обязывают производителей использовать микроконтроллеры с адекватной памятью.

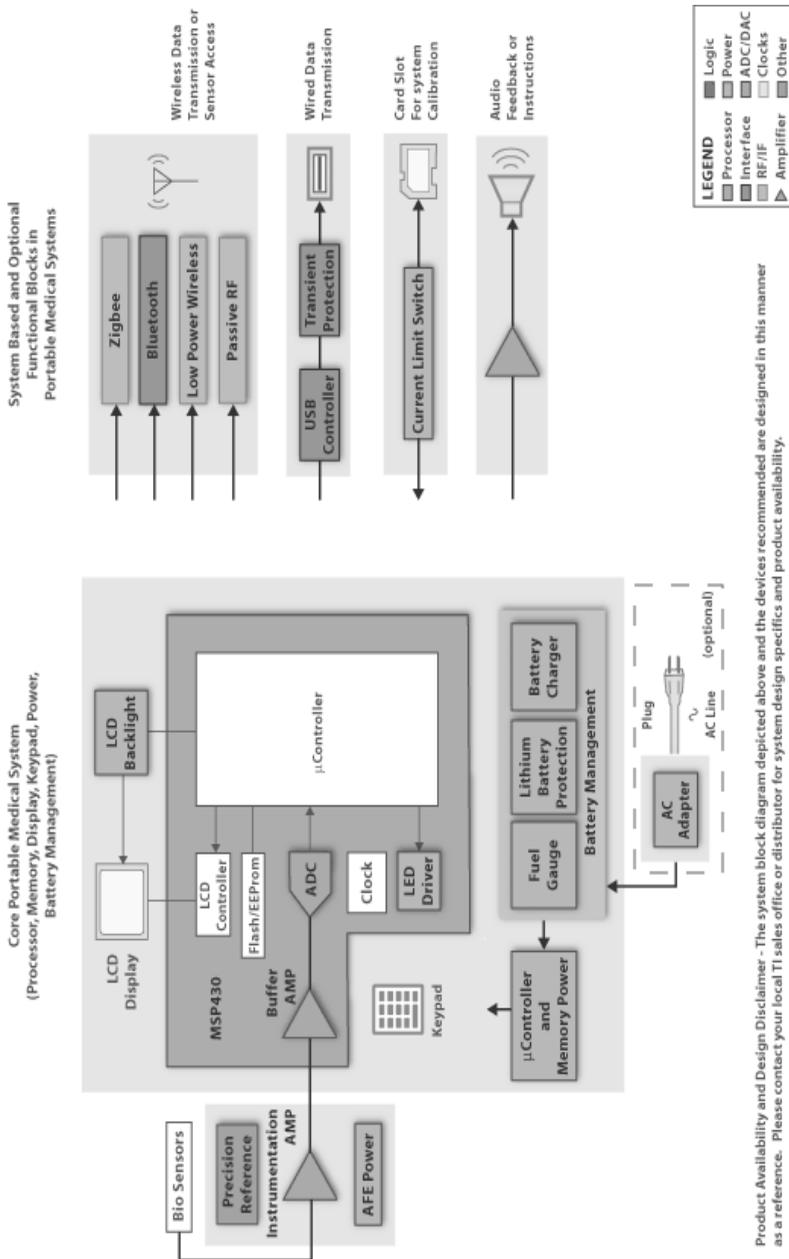
Основными общими подсистемами являются следующие блоки.

1. Аналоговый входной датчик. Биосигналы датчиков в портативных измерителях достаточно медленные и очень низкие по амплитуде. Поэтому может потребоваться предварительное усиление для аналого-цифрового преобразования, которое выполняется дискретно или в интегрированной ЦАП в микроконтроллере.

2. Микроконтроллер. Микроконтроллер выполняет процесс измерения сигнала и управления интерфейсом памяти и периферийных устройств. Так как энергопотребление является критическим, широкий ассортимент продукции из семейства MSP430 со сверхнизким энергопотреблением делает его идеальным выбором процессора. Их высокий уровень интеграции упрощает проектирование и снижает стоимость системы в качестве буферных усилителей, преобразователей данных, ЖК-контроллеров, и интерфейса пользователь–клавиатура.

3. Связь. Потребляемая мощность, скорость передачи данных и диапазон – это три основных соображения при выборе беспроводного интерфейса. Zigbee-протокол обеспечивает глобальный охват, умеренную скорость передачи данных и рабочий цикл, а также позволяет поддерживать несколько датчиков в одной системе с широким диапазоном. Bluetooth и Bluetooth Low Energy-протоколы предусматривают ограниченный диапазон с высокой скоростью передачи данных. Пассивный низкочастотный интерфейс не только способен обеспечить ближнее поле беспроводной связи, но в зависимости от энергопотребления системы способен питать всю систему.

4. Управление питанием. Принятие решений по управлению питанием в начале цикла проектирования помогут определить системный уровень компромиссов, необходимых для выполнения задач. Небольшие портативные медицинские аппараты могут использовать одноразовые батареи, в то время как большие портативные системы могут использовать аккумуляторные батареи. Такие функции, как динамическое управление



Product Availability and Design Disclaimer - The system block diagram depicted above and the devices recommended are designed in this manner as a reference. Please contact your local TI sales office or distributor for system design specifics and product availability.

Рис. 1.9. Блок-схема портативного медицинского измерителя

мощностью позволяют системе получать энергию независимо от зарядки аккумулятора. Это позволяет устройству с полностью разряженной батареей быть использованной как только оно подключено, не дожидаясь напряжения для подзарядки. Также есть такие возможности, как проверка подлинности аккумуляторов, когда безопасность и надёжность системы имеют решающее значение.

5. Усилитель. Усилитель усиливает аудиосигнал, поступающий либо из схемы ШИМ или ЦАП, который можно использовать для уведомления пользователей, когда результаты измерений доступны для примера. ЦАП способен выводить голосовые инструкции из программы синтезатора речи.

1.10. ПУЛЬСОВАЯ ОКСИМЕТРИЯ

Пульсоксиметр – это современный контрольно-диагностический медицинский прибор, предназначенный для измерения насыщения гемоглобина артериальной капиллярной крови кислородом (сатурации). Сердечно-сосудистая система и лёгкие человека непрерывно работают с одной целью – насытить кислородом артериальную кровь. Есть ряд заболеваний, сопровождающихся хроническим недостатком кислорода (гипоксией), при которых этот показатель требует постоянного контроля и достоверных данных, неполучение которых значительно усложняет лечение.

Являясь несложным в использовании, пульсоксиметр, над созданием которого работали специалисты в области медицины и компьютерной техники, является сегодня незаменимым прибором для осуществления как однократного измерения, так и для длительного мониторинга (постоянного контроля) уровня сатурации и частоты сердечных сокращений (пульса). Метод получения данных является неинвазивным (не требующим забора крови для исследования), поэтому пульсоксиметр измеряет нужные величины быстро, облегчая задачу врача-диагноста. Преимущество пульсоксиметрии в том, что для исследования не надо брать кровь из артерий. Кроме того, пульсоксиметр позволяет получать и обрабатывать данные, выводимые на дисплей прибора и в том случае, если пациент находится без сознания.

Индивидуальный пульсоксиметр может быть рекомендован тем больным, которым показана кислородная терапия в амбулаторных условиях. Прибор в этом случае обеспечит наибольшую эффективность лечения, измеряя и контролируя необходимые показатели. Главные преимущества, благодаря которым пульсоксиметр является конкурентоспособным товаром медицинского назначения – это его доступная цена и высокая точность получаемых результатов. Разработчики сделали пульсоксиметр удароустойчивым, поэтому такие случайности, как падения и удары, не грозят его прочности. Не чувствителен пульсоксиметр и к перепаду температур. Всё это позволяет использовать прибор в экстренной меди-

цине. Эти свойства характерны для большинства современных моделей пульсоксиметров.

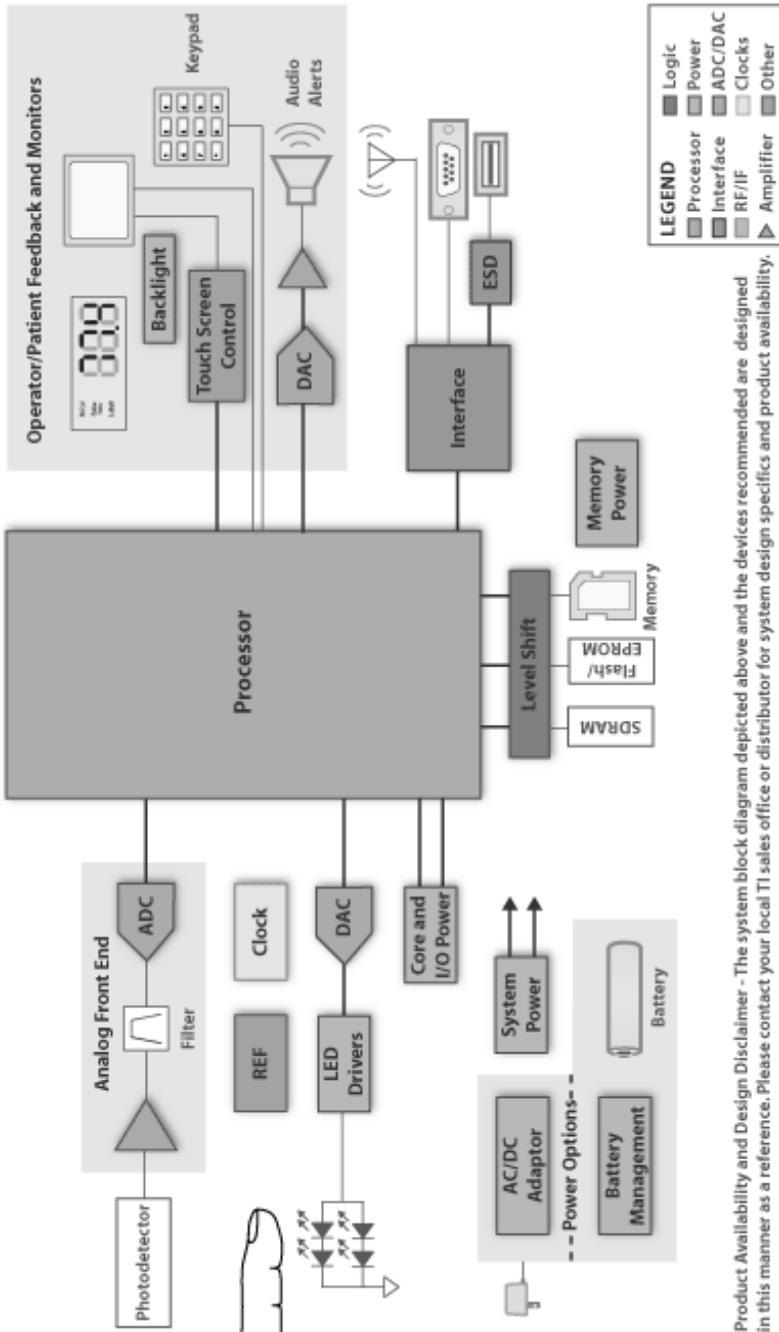
Пульсоксиметр – прибор, имеющий периферический датчик, микро-процессор и дисплей, на который выводится кривая пульса, его частота и показатель сатурации. Все аппараты оснащены звуковым сигналом, пропорционально отражающим уровень сатурации. Датчик, оснащённый двумя светодиодами, накладывается чаще всего на палец, реже на мочку уха или крыло носа. Технология измерений, для которых используется пульсоксиметр, достаточно сложна, но можно выделить главное.

В датчике находится источник света. Свет, который проходит через капилляры тканей к фотодетектору, частично поглощается мягкими тканями и кровью. Степень поглощения зависит от того, насколько гемоглобин крови насыщен кислородом. Фотодетектором регистрируются изменения цвета крови в зависимости от этого показателя. Полученные данные высвечиваются на дисплее: показатель сатурации пульсоксиметр выводит через 5 – 20 с. Частоту пульса рассчитывают в зависимости от числа светодиодных циклов и уверенных сигналов в единицу времени.

Важнейшее условие достоверности получаемых данных – это полная неподвижность пальца в процессе исследования. Нормой является показатель сатурации 95...98%. Метод исследования, в котором используется пульсоксиметр, высокоинформативен. С его помощью оцениваются функции дыхательных органов, распознаётся дыхательная недостаточность, при которой показатель сатурации становится ниже 95%. Пульсоксиметр используется анестезиологами в хирургии, а также при хроническом обструктивном заболевании лёгких, саркоидозе, туберкулёзе, профессиональных лёгочных болезнях. Пульсоксиметр – простой и безопасный прибор, применение которого не требует специальной подготовки. Метод пульсоксиметрии позволяет вовремя выявить такое опасное состояние как гипоксия, что открывает возможности для своевременного принятия соответствующих мер по обеспечению профилактики опасных осложнений, улучшению качества и продлению жизни больных.

Следует подчеркнуть неоспоримые преимущества метода исследования, в котором применяется пульсоксиметр по сравнению с альтернативными методами, которые ещё недавно были приоритетными в этой области. Так, инвазивный метод (забор крови через прокол кожи), так же как СО-оксиметры и множественные газовые анализы, не дают такой точности, как пульсоксиметрия. При этом пульсоксиметр дешевле традиционного СО-оксиметра. Последний, к тому же, предполагает проведение контрольного забора крови, что неудобно, особенно в случае, если результаты нужны как можно быстрее. А именно это чаще всего требуется больным, испытывающим дыхательную недостаточность.

Примерная структурная схема с использованием микроконтроллера приведена на рис. 1.10.



Product Availability and Design Disclaimer - The system block diagram depicted above and the devices recommended are designed in this manner as a reference. Please contact your local TI sales office or distributor for system design specifics and product availability.

Рис. 1.10. Структурная схема пульсоксиметра

Для подобных небольших конструкций разработчики используют микропроцессоры с высокой степенью интеграции и со сверхнизким энергопотреблением, что достигается снижением количества внешних компонентов, необходимых при проектировании. В этом случае элементы цепи сигнала, управление питанием и драйвер дисплея интегрированы в микроконтроллер.

Конфигурация данной схемы такова, что в обратной связи цепи сигнала используется инвертирующий усилитель с резистором с переменным коэффициентом сопротивления. Сопротивление резистора обратной связи управляется колебаниями выхода с небольшими изменениями в интенсивности света из-за высокого уровня чувствительности цепи. Некоторые сигналы могут быть как положительными, так и отрицательными. Трансимпедансный усилитель с поддержкой двойного автономия питания позволяет поддерживать амплитуду выходного сигнала очень близкой к нулю. Специальный резистор, привязанный к напряжению -5 В, позволяет свести к минимуму ошибки, так как напряжение на выходе становится очень близко к 0.

Для среднего и высокого класса реализаций пульсоксиметров более высокая точность аналоговых компонентов с низким уровнем тока может потребовать повышение производительности процессора. Технология с пониженным энергопотреблением DSP процессора может устранить искажения сигнала, вызванные другими источниками света или движением, произошедших во время чтений данных, извлекая только интересующий сигнал. DSP-технология позволяет получать точные показания с очень низким уровнем сигналов через сложные алгоритмы. Эти дополнительные возможности обработки очень полезны в пульсоксиметре для измерения поглощения дополнительных длин волн при обнаружении насыщения других видов гемоглобина.

Точность измерения обеспечивается включением интегрального трансимпедансного усилителя, у которого нет теплового шума из-за наличия резистора обратной связи и нет проблем со стабильностью, которые обычно встречаются в трансимпедансных усилителях с использованием больших резисторов обратной связи. Используя один фотодиод с двумя интегральными трансимпедансными усилителями, устраняются тёмные токи и ошибки окружающего света, так как ошибки, общие для обоих усилителей, могут быть вычтены. Кроме того, эти усилители позволяют синхронизировать сигнал на целое число, кратное частоте переменного тока, обеспечивая чрезвычайно высокое подавление шумов. Трансимпедансный усилитель может быть легко изменён путём манипулирования настройкой. Кроме того, высокая точность АЦП предполагает маленькие размеры, отличную производительность и однокристалльные решения для измерения фотодиодов.

1.11. ТЕЛЕМЕДИЦИНА

Телемедицина – метод предоставления услуг по медицинскому обслуживанию там, где расстояние является критическим фактором. Телемедицина – это достаточно новое направление на стыке нескольких областей – медицины, телекоммуникаций, информационных технологий. Бесспорно, что одно из главных достоинств телемедицины – это возможность предоставить высококвалифицированную помощь специалистов ведущих медицинских центров в отдалённых районах и существенно сэкономить при этом затраты пациентов.

Телемедицинские консультации осуществляются при помощи передачи медицинской информации по электронным каналам связи. Консультации могут проводиться как в «отложенном» режиме по электронной почте – наиболее дешёвым и простым способом передачи медицинской информации, так и в режиме реального времени on-line с использованием каналов связи и видеоаппаратуры. Плановые и экстренные видеоконсультации и видеоконсилиумы – это непосредственное общение между врачом-консультантом и лечащим врачом, при необходимости – с участием больного. Причём сеанс видеоконференцсвязи может проходить как между двумя абонентами, так и между несколькими абонентами в так называемом многоточечном режиме, т.е. наиболее сложные случаи могут обсуждаться консилиумом врачей из разных медицинских центров. Телемедицинские системы позволяют организовать диалог с врачом-экспертом (видеоконференцию) на любом расстоянии и передать практически всю необходимую для квалифицированного заключения медицинскую информацию (выписки из истории болезни, рентгенограммы, компьютерные томограммы, снимки УЗИ и т.д.).

Применение сетевых видеокамер позволяет организовать трансляцию хирургической операции. Например, через стандартные средства Интернет можно получить доступ к видеокамерам, установленным в лаборатории телемедицины и операционных Российского научного центра хирургии РАМН. Данная технология может использоваться также в целях «теленаставничества», когда более опытный врач может дистанционно контролировать действия своего менее опытного коллеги в режиме реального времени.

Получают развитие мобильные телемедицинские комплексы (переносные, на базе реанимобиля и т.д.) для работы на местах аварий. Современный мобильный телемедицинский комплекс должен объединять в себе мощный компьютер, легко сопрягаемый с разнообразным медицинским оборудованием, средства ближней и дальней беспроводной связи, средства видеоконференции и средства IP-вещания.

Телемедицинские системы динамического наблюдения используются для наблюдения за пациентами, страдающими хроническими заболева-

ниями. Эти же системы могут применяться на промышленных объектах для контроля состояния здоровья работников (например, операторов на атомных электростанциях). Многообещающим направлением развития дистанционного биомониторинга является интеграция датчиков в одежду, различные аксессуары, мобильные телефоны. Например, жилет с набором биодатчиков, регистрирующих ЭКГ, артериальное давление и ряд других параметров, или мобильный телефон с возможностью регистрации ЭКГ и отправки её средствами GPRS в медицинский центр, а также с возможностью определения координат человека в случае угрозы жизни.

Доступность средств связи и сервисов Интернет позволяет развивать такое направление, как «домашняя телемедицина». Это дистанционное оказание медицинской помощи пациенту, находящемуся вне медицинского учреждения и проходящему курс лечения в домашних условиях. Специальное телемедицинское оборудование осуществляет сбор и передачу медицинских данных пациента из его дома в отдалённый телемедицинский центр для дальнейшей обработки специалистами. Примером может служить система мониторинга больных с сердечной недостаточностью, нуждающихся в регулярных и частых обследованиях, стоимость лечения которых существенно уменьшается за счёт использования телемедицины. Имеются комплексы, включающие датчики, измеряющие температуру тела, давление крови, парциальное давление кислорода, ЭКГ и функции дыхания, соединённые с настольным монитором, который, в свою очередь, автоматически отправляет данные в контрольный центр. Кроме того, возможен аудиовизуальный контакт с врачами во время проведения консультации или диагностической процедуры.

Хотя сегодня телемедицина остаётся, в первую очередь, дистанционной диагностикой, её потенциальные возможности значительно шире. К перспективным направлениям телемедицины относятся телехирургия и дистанционное обследование. Они позволяют проводить дистанционное управление медицинской диагностической аппаратурой и дистанционные лечебные воздействия, хирургические операции. В настоящее время некоторые варианты дистанционного управления уже входят в практику. Примером может служить управление сетевыми видеокамерами, что эффективно при наблюдении за состоянием пациентов в палатах интенсивной терапии и дистанционном контроле хирургических операций. Другим примером дистанционного управления является управление удалённым микроскопом, благодаря чему врач-консультант получает возможность проведения патогистологического или паточитологического исследований в полном объёме, просмотря всех имеющих образцов материала.

Проводится экспериментальное использование телеуправляемых манипуляторов и дистанционное управление ими непосредственно при проведении операций (управление скальпелем, лазером и т.д.). Наиболее ответственное и сложное с точки зрения реализации направление в настоящее вре-

мя является сугубо экспериментальной методикой, внедрение которой в практику требует выполнения многих технологических инноваций.

Перспективы телемедицины связаны с дальнейшей миниатюризацией контрольно-измерительных средств, внедрением смарт-технологий, робототехники, новейших достижений информатики, прикладных аспектов нанотехнологии.

В составе телемедицинской сети (ТМС) можно выделить четыре типа элементов, взаимодействие которых и образует телемедицинскую сеть:

- каналообразующая среда – набор аппаратных, программных средств, носителей информации и технологических решений (протоколы и стандарты), обеспечивающих передачу разнородной информации в территориально распределённой среде;

- консультационный центр – медицинское учреждение, имеющее в штате высококвалифицированных врачей по различным направлениям медицины и соответствующее оборудование для проведения дистанционных консультаций, консилиумов и лечебно-диагностических процедур, а также организации обучения (проведение семинаров, лекций) врачей на удалённых станциях ТМС;

- диспетчерский пункт – выделенная или функционирующая в составе других элементов ТМС структура, выполняющая функции фильтрации запросов на консультирование, планирования и обеспечения консультаций, организации консилиумов, а также сбора и распространения информации о возможностях консультационных центров, а также содержит службу администрирования, выполняющую функции сопровождения сетевой структуры;

- удалённые пункты – особым образом оборудованное медицинское учреждение, персонал которого непосредственно взаимодействует с пациентами и выполняет комплекс лечебных, диагностических, профилактических и реабилитационных процедур.

При необходимости в структуре ТМС формируются временные ячейки – например, комплекс удалённых медицинских подразделений в местах боевых действий или техногенных катастроф. Такие станции разворачиваются и подключаются к ТМС с целью привлечения групп опытных специалистов ведущих центров к решению оперативных проблем, возникающих в таких местах. Получение консультаций возможно круглосуточно за счёт разницы во времени в различных часовых поясах.

В структуре аппаратного обеспечения телемедицинских систем выделяется четыре основных составляющих: инфраструктура передачи мультимедийной информации, компьютерное оборудование общего профиля, специализированное компьютерное оборудование, специализированное медицинское оборудование.

Каналообразующая среда ТМС (инфраструктура передачи мультимедийной информации) не зависит от носителя информации – это могут быть кабельные проводные структуры, волоконно-оптические каналы и каналы спутниковой и радиосвязи. Оборудование и каналы обеспечивают передачу разнородной информации – алфавитно-цифровой и графической, видео- и аудиопотоков, а также цифровых и аналоговых сигналов, снимаемых с датчиков, и передаваемых на органы управления диагностической и лечебной аппаратуры. Оконечное оборудование производит преобразование и согласование сигналов, их перекодирование из одного формата в другой, а также осуществляет их компрессию/декомпрессию. Следует отметить, что современные системы видеоконференцсвязи могут эффективно работать в различных сетевых топологиях, построенных на основе протоколов IP, ISDN, ATM и др. В качестве служб предоставления сервисов выступают распределённые серверы приложений и архивации. Организация многоточечной видеоконференцсвязи, ведение расписаний консультаций и сервисов дистанционного обучения и тестирования выполняется на серверах приложений. Службы архивации обеспечивают долговременное хранение больших объёмов информации, их каталогизацию и поиск. Компьютерное оборудование общего профиля служит для организации рабочих мест врача-консультанта и лечащего врача, пультов централизованного мониторинга, а также для оборудования конференц-залов. В его состав входят компьютеры различной архитектуры и назначения. Помимо компьютеров сюда входит различное периферийное оборудование – кодеки видеоконференций, видеокамеры, аудиосистемы, различные дигитайзеры и принтеры.

Состав специализированного компьютерного оборудования определяется исходя из потребностей конкретных медицинских приложений и может содержать специализированные сканеры, устройства управления, специализированные системы отображения видеографической информации, а также устройства сопряжения компьютерного и специализированного медицинского оборудования.

Диагностическое, лечебное и реабилитационное оборудование может подключаться к ТМС напрямую и через устройства сопряжения. При невозможности или нецелесообразности такого подключения информация с такого оборудования может преобразовываться в цифровую форму с использованием специального оборудования – сканеров, дигитайзеров и т.п. или вводится с клавиатуры.

Для использования в телемедицинских сетях оптимально подходит специализированное медицинское оборудование, имеющее визуальную или акустическую обратную связь с врачом, а также встроенную сетевую

поддержку. Для кардиологии это могут быть ангиографические установки и различные эхографы, в пульманологии – это бронхоскопы, в гастроэнтерологии – гастроскопы, в дерматологии и эндоскопии – дерматоскопы и видеокамеры с эндоскопическими насадками. Также это может быть диагностическое оборудование широкого профиля – аппараты для ультразвукового исследования, ЯМР-томографы, микроскопы, стетоскопы и другое оборудование.

Защита хранящейся и передаваемой информации, авторизация доступа к ТМС, и наконец, обеспечение живучести сети в различных режимах функционирования (мирное время, чрезвычайные происшествия и т.п.) образует комплекс программно-аппаратных средств и управленческих решений системы безопасности ТМС. Для обеспечения защиты информации, хранящейся в архивах и передаваемой по каналам связи, используются аппаратные и программные криптографические средства.

Авторизация доступа врачей к оборудованию ТМС актуальна как при проведении телеконсультаций для подтверждения полномочий специалиста, так при работе с терминалами для предотвращения несанкционированного доступа к медицинским данным. Средства электронной подписи используются для верификации документов, регистрирующих результаты телеконсультаций, удалённого тестирования и т.п.

Доступ к ресурсам ТМС из внешних сетей связи закрывается использованием систем – брандмауэров. Живучесть ТМС обеспечивается как топологией ТМС, имеющей структуру дублирующих каналов разной физической природы и интеллектуальных коммутаторов, так и мерами по распределённому архивному хранению информации.

Один из вариантов построения удалённого диагностического пункта на основе микропроцессора приведён на рис. 1.11.

Системные решения для маломощных диагностических центров включают следующие ключевые компоненты.

Микропроцессор. В качестве микропроцессора используется LM3S9B9x, построенный на базе ARM Cortex M3 со встроенными Ethernet и высокоскоростным USB-трансивером. Низкое энергопотребление в режиме сна и быстрая обработка прерываний являются идеальными возможностями для подобных устройств, использующих в качестве источника питания аккумуляторные батареи. Производитель микропроцессоров предоставляет все необходимые системные драйверы, и никакой сборки не требуется.

Связь. Для того чтобы устройство было сертифицировано, оно должно включать, по крайней мере, один PersonalAreaNetwork (PAN) интер-

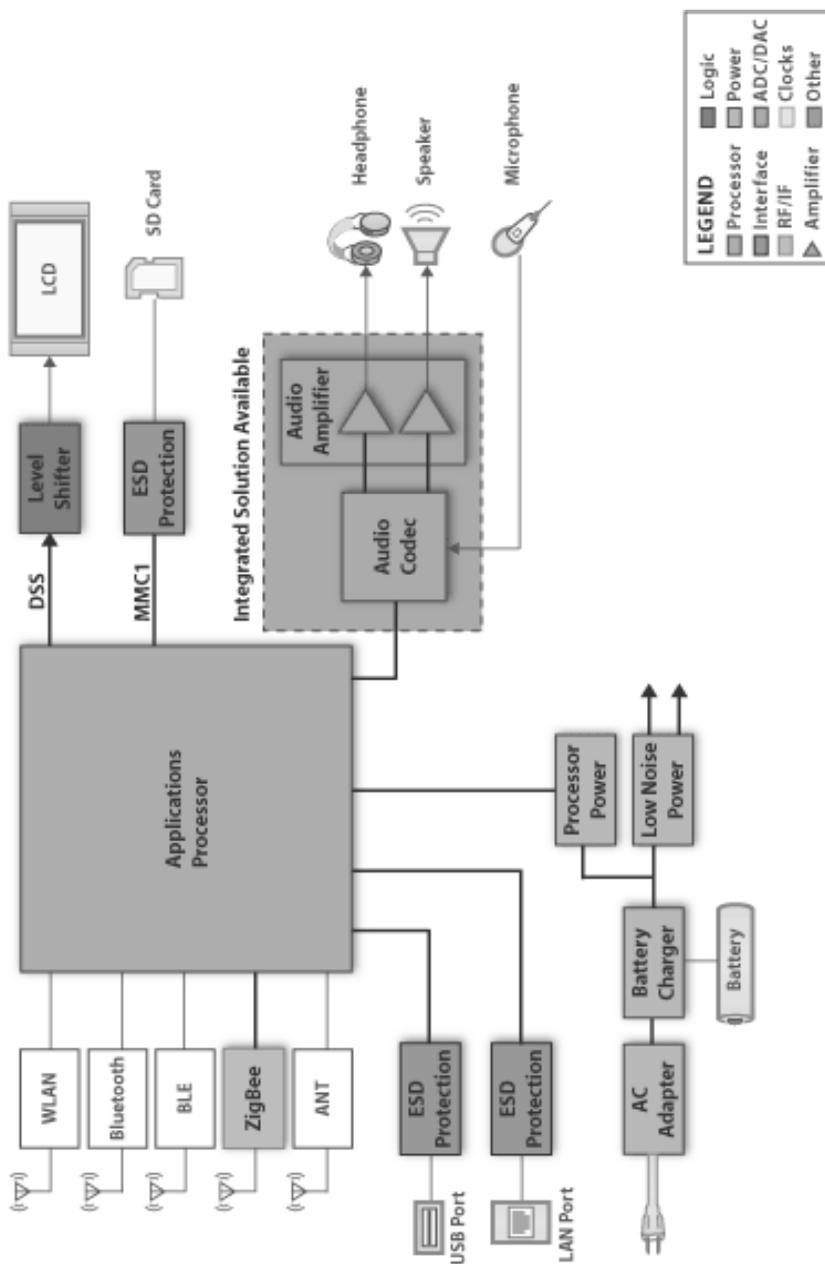


Рис. 1.11. Структурная схема диагностического пункта

фейс, такой как USB и Bluetooth, и один интерфейс WideAreaNetwork (WAN) и Локальной Сети (LAN), такой как Ethernet и ZigBee.

Аудио. Интегрированные разъёмы для наушников и усилитель громкоговорителя обеспечивает низкое энергопотребление, низкую стоимость и ультрамалые размеры.

Управление питанием. В устройстве применяется специальный блок питания и процессор, которые обеспечивают низкую стоимость, низкий уровень шума, низкий ток покоя для сигнальных цепей и процессора. А одноэлементный литий-ионный аккумулятор может быть использован длительное время.

На рисунке 1.12 представлен вариант использования микроконтроллера для создания телемедицинского консультационного центра с видеовыходом.

Такие консультационные центры должны обеспечивать отличные изображение и звук. Поэтому системные решения включают следующие ключевые компоненты.

Процессор. Процессор OMAP3530 имеет ARM Cortex A8 ориентированную архитектуру, которая обеспечивает аудио- и видеointерфейсы периферийных устройств. Она включает в себя HD-видеоускоритель для включения потокового видео с высоким разрешением. Для производства центров, не требующих потокового HD-видео, следует использовать AM3517, который не поддерживает HD-видеоускоритель. Оба процессора входят в последние дистрибутивы Linux и совместимы по коду.

Связь. Для того чтобы устройство было сертифицировано, оно должно включать, по крайней мере, один PersonalAreaNetwork (PAN) интерфейс, такой как USB и Bluetooth, и один интерфейс WideAreaNetwork (WAN) и Локальной Сети (LAN), такой как Ethernet и ZigBee.

Управление питанием. Процессор разработан для работы вместе с OMAP35x-устройствами. Он содержит преобразователь, низкочастотный регулятор, зарядный модуль, звуковой модуль с цифровым фильтром, входные и выходные усилители класса D. Также есть несколько дополнительных функций, таких как высокоскоростной USB-трансивер.

Управление Батарей. Для того чтобы поддерживать потоковое видео, беспроводную связь и большой экран, необходимы батареи большой ёмкости с несколькими элементами, соединёнными последовательно и параллельно.

DVI. TFP410–DVI 1.0, совместимый цифровой передатчик, который поддерживает разрешения дисплея, начиная от VGA до UXGA в 24 бита. Некоторые из преимуществ этого универсального интерфейса включают выбор разрядности шины, настраиваемые уровни сигнала, а также дифференциальный и несимметричный разгон.

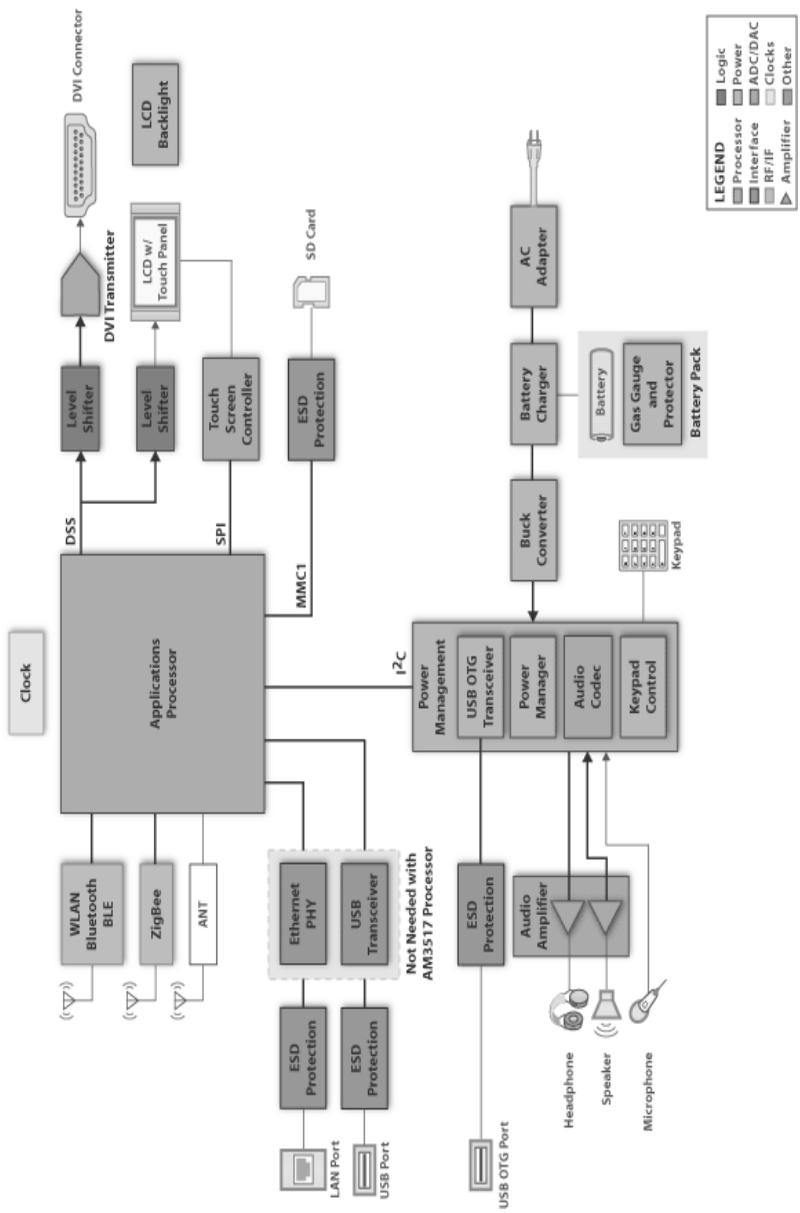


Рис. 1.12. Структурная схема телемедицинского консультационного центра

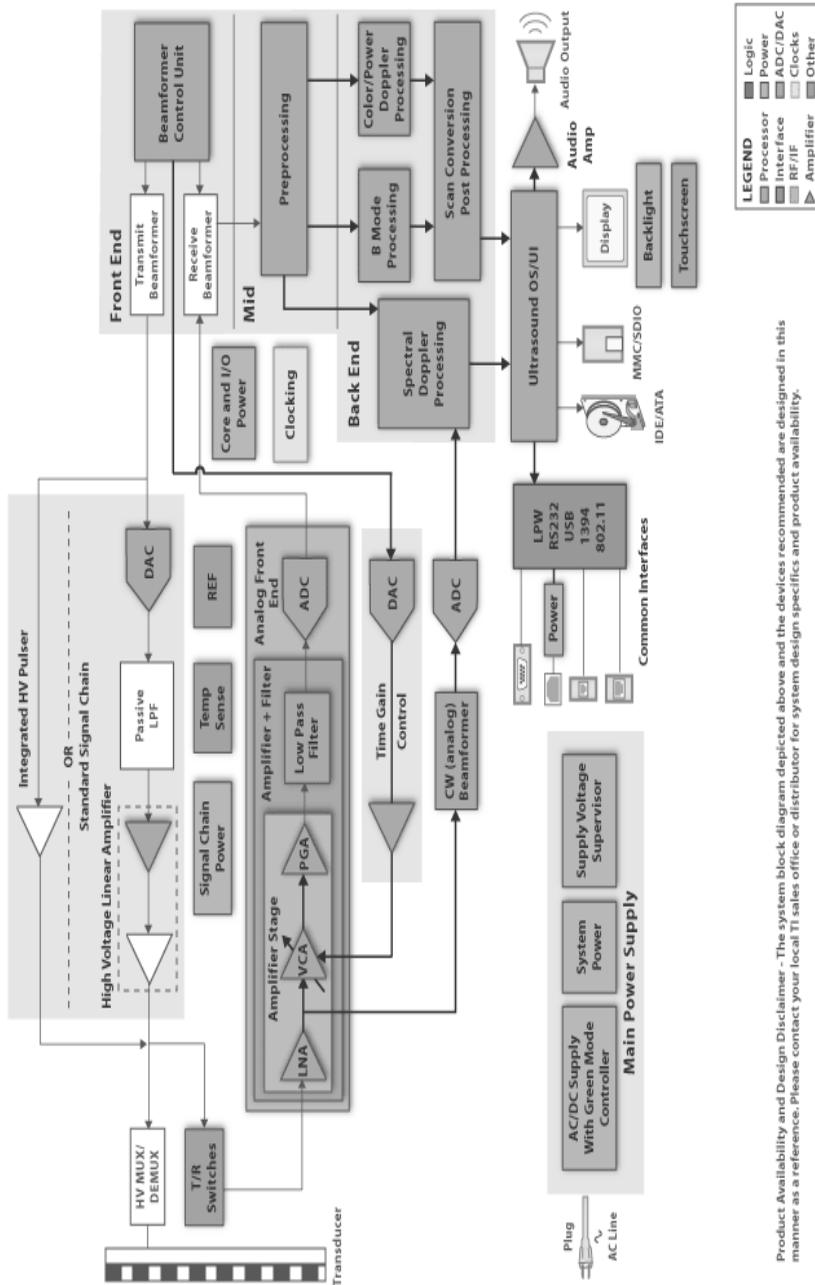
1.12. УЛЬТРАЗВУКОВЫЕ СИСТЕМЫ

Ультразвуковые системы, как медицинские, так и промышленные, используют фокусные методы визуализации для достижения качества изображения далеко за пределами того, что может быть достигнуто посредством одного канала. Используя массив приёмников, можно построить изображение высокой чёткости с перемещением по времени, масштабированием и изменением энергии сигнала. Понятия временного сдвига и масштабирования основаны на приёме сигналов массивом датчиков, что предоставляет возможность фокусировать акустический луч на одной точке в области сканирования. В дальнейшем в результате получения отражённого сигнала, сфокусированного из разных точек, собирается изображение лоцируемого участка.

Структурная схема ультразвукового сканера представлена на рис. 1.13. При сканировании одновременно излучаются импульсы от всех элементов датчика (8...512). Импульсы «освещают» отдельные области тела человека. После передачи датчики тут же переключаются в режим приёма. Акустический импульс в виде звуковой волны распространяется через тело, как правило, в диапазоне 1...15 МГц. Сигнал ослабевает быстро и падает пропорционально квадрату расстояния. Как только сигнал проходит участки с различными акустическими характеристиками тела человека, энергия фронта волны отражается. Эхосигнал отражается и обнаруживается электронными средствами аппарата. Сигналы, отражённые близко к поверхности, будут очень сильными, в то время как сигналы, которые отражаются из глубины тела, будут очень слабыми.

Из-за ограничения на мощность ультразвуковой энергии, которая может быть направлена в тело человека, промышленность разрабатывает чрезвычайно чувствительные электронные приёмники. Получение сигнала от фокальной точки, расположенной близко к поверхности, требует небольшого усиления сигнала. Эту область называют также ближней зоной. В то же время получать сигналы от фокусных точек, расположенных глубоко в теле, крайне сложно и такие сигналы должны быть усилены в тысячу раз и более. Этот регион называют дальней зоной. В режиме максимального усиления существует предел производительности системы, зависящий от источника шума в канале приёма. Основными источниками шума являются сборка преобразователь-кабель и малошумящий приёмник-усилитель. В режиме минимального усиления предел производительности определяется величиной входного сигнала. Соотношение этих двух сигналов определяет динамический диапазон системы.

Между усилителем и АЦП необходима низкочастотная фильтрация для сглаживания, фильтрации и ограничения шумов пропускной способности. Часто здесь используются двух- или пятиполосные фильтры. Аналого-цифровые преобразователи, как правило, 10- и 12-битные. При се-



Product Availability and Design Disclaimer - The system block diagram depicted above and the devices recommended are designed in this manner as a reference. Please contact your local TI sales office or distributor for system design specifics and product availability.

Рис. 1.13. Структурная схема современного ультразвукового сканера

риализации данных, поступающих из АЦП, количество интерфейсных линий может быть уменьшено с 6144 до 1024 для 512-канальной системы. Это сокращение производится на небольших и недорогих платах ПК.

Для увеличения функциональности и производительности, а также для доплеровской обработки, формирования 3D- и даже 4D-изображений, а также для множества алгоритмов пост-обработки в системе визуализации используются DSP-процессоры. Основными требованиями к системе визуализации являются высокая производительность и высокая пропускная способность. Чтобы справиться с интенсивной обработкой ультразвуковой информации, необходимы процессоры, работающие на частоте 1 ГГц или выше, а связь с периферийными устройствами должна обеспечивать 10 Гбит/с и полный дуплекс пропускной способности.

Современные ультразвуковые сканеры имеют очень широкие возможности.

1. Режимы сканирования: 2D серая шкала, M-режим, цветной M-режим, цветовое доплеровское картирование, энергетический доплер, импульсноволновой и постоянноволновой доплер.

2. Функция расширенного частотного диапазона:

- 4–5 частот в одном датчике в 2D- и режимах цветного доплера;
- независимый выбор частот в 2D- и режимах цветного доплера;

3. Когерентное формирование изображения в 2D-режиме:

- 512 цифровых процессинговых электронных каналов;
- 57 344 когерентных приемо-передающих канала;
- множественные формирователи лучей;
- сохранение и обработка информации о фазе и амплитуде ультразвукового сигнала.

4. Динамический диапазон:

- клинически значимый диапазон дисплея: 20...100 Дб с шагом регулировки 1 Дб;
- динамический диапазон системы более 160 Дб.

5. Интегрированная в систему ультразвуковая рабочая станция. Выход в формате DICOM 3.0, выход в стандартную сеть Ethernet/Internet.

6. Встроенный блок для проведения нагрузочных и фармакологических стресс-эхокардиографических исследований:

- возможность предустановок программ оптимизации и протоколов исследования;
- динамическая запись и просмотр изображений в режиме реального времени;
- захват всего поля изображения или выбранной зоны интереса;
- сжатие информации в формате JPEG.

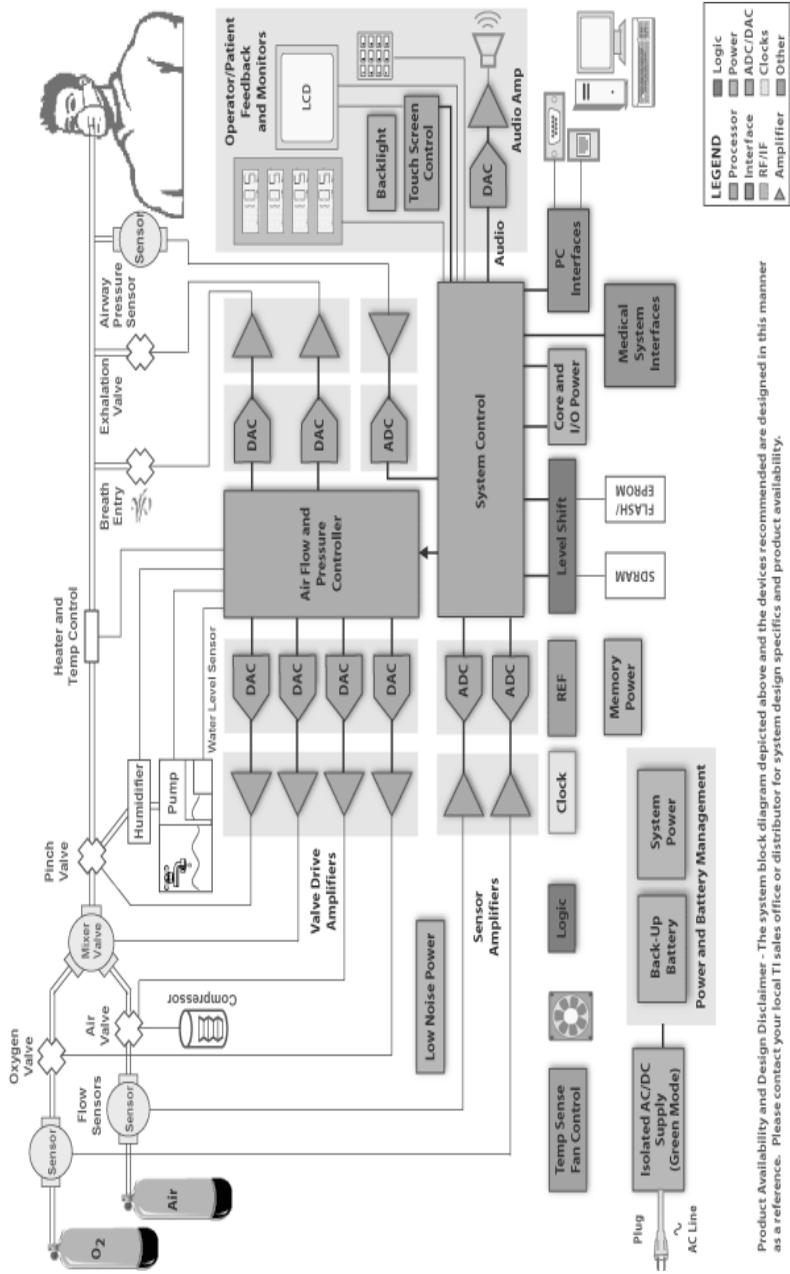
7. Полный пакет кардиологических расчётов и измерений:

- полный пакет стандартных и дополнительных фетометрических параметров;
 - программа для исследования близнецов с параллельным показом данных измерений и расчётов;
 - расчёт индекса амниотической жидкости.
8. Пакет сосудистых расчётов:
- NTНTM технология Нативной тканевой гармоник;
 - использование гармонических составляющих эхосигналов от тканей с контрастными препаратами и без них;
 - аппаратно-программное обеспечение для работы внутрисердечного датчика.

1.13. АППАРАТ ИСКУССТВЕННОЙ ВЕНТИЛЯЦИИ ЛЁГКИХ

ИВЛ используется для интенсивной терапии и реанимации с целью повышения частоты и глубины дыхания во время дыхательной недостаточности путём формирования и регулирования потока газа в лёгких. Часто бывает необходимо сначала лечить пациента с принудительной вентиляцией, а затем медленно отучать их в режиме спонтанной вентиляции. Обязательный режим работы аппарата ИВЛ – это контроль всех аспектов дыхания, таких как дыхательный объём, частота дыхания, давление воздушной смеси и концентрации кислорода в дыхании. В спонтанном режиме аппарат ИВЛ должен позволить пациенту начать дыхание и контролировать скорость дыхания, скорость потока и дыхательный объём. При кратковременном лечении острых проблем дыхательных путей и при долгосрочной терапии для лечения пациентов с хроническими респираторными заболеваниями применяются одни и те же концепции и компоненты. Структурная схема аппарата ИВЛ представлена на рис. 1.14.

Датчики давления играют важную роль в обеспечении нормальной работы оборудования путём преобразования физических величин, например, таких как давление в дыхательных путях, которое преобразуется в дифференциальный сигнал. Точная обработка этих сигналов очень критична для жизни пациента. Датчики потока воздуха и кислорода генерируют сигналы, используемые микропроцессорной системой управления, клапанами для доставки желаемого объёма потоков воздуха и кислорода. Датчик давления в дыхательных путях генерирует сигнал обратной связи, необходимый для поддержания желаемого положительного давления в конце выдоха (ПДКВ). Часто сами датчики характеризуются очень большим смещением и дрейфом. В этом случае трудно обеспечить масштабирование усиленных сигналов от датчиков без применения усилителей с малым напряжением смещения и дрейфа во времени и по температуре, а также низким уровнем шума и высоким синфазным соотношением.



Product Availability and Design Disclaimer - The system block diagram depicted above and the devices recommended are designed in this manner as a reference. Please contact your local TI sales office or distributor for system design specifics and product availability.

Рис. 1.14. Структурная схема аппарата искусственной вентиляции лёгких

В данной схеме микропроцессор выполняет несколько операций, включая отбор проб давления сигналов, вычисление необходимого давления в дыхательных путях и общий уровень потока воздуха на вдохе, приведение в действие клапанов воздуха и кислорода для каждого отдельного цикла вдоха. Для выполнения этих операций в режиме реального времени не требуется высокоскоростной с низким энергопотреблением и высокой степенью интеграции микропроцессор.

2. ПРОЕКТИРОВАНИЕ СИСТЕМЫ СУТОЧНОГО МОНИТОРИНГА ЭКГ

2.1. ТРЕБОВАНИЯ К СУТОЧНОМУ МОНИТОРИНГУ ЭКГ

В руководстве по оборудованию для амбулаторного мониторинга АСС/АНА (American College of Cardiology and American Heart Association – Американский колледж кардиологии и Американская ассоциация кардиологов) приводятся основные рекомендации по выбору системы мониторинга (СМ) ЭКГ.

Обязательным требованием к СМ ЭКГ является наличие полной записи за все время наблюдения (24 часа), что позволяет врачу оценить весь цикл жизнедеятельности пациента, проверить достоверность автоматического анализа и быть уверенным в точности своего заключения. При меньшей длительности снижается чувствительность метода и невозможно оценить, например, циркадный ритм сердечной деятельности. В последнее время всё большее распространение получает многосуточные СМ ЭКГ (двое суток и более). Многосуточные СМ ЭКГ необходимы для выявления редких (наблюдающихся не каждый день) нарушений, или при подборе и контроле антиаритмической терапии. Например, при выявлении ишемических эпизодов оптимальной считают 48-часовую регистрацию. Фрагментарные мониторы, которые регистрируют только участки ЭКГ с выявленными нарушениями, в развитых странах больше не выпускаются. Подобные мониторы могут применяться только для первичного обследования или для повторных обследований с целью контроля, так как врач не может проверить правильность анализа, подробно рассмотреть ЭКГ в любой момент времени.

Важная характеристика регистратора – число записываемых отведений ЭКГ. СМ ЭКГ обычно регистрируют два или три биполярных отведения. Число каналов в СМ ЭКГ определяется целью суточного мониторинга. В большинстве случаев достаточно двух каналов ЭКГ, причём чувствительность в наилучшей комбинации наложения двух отведений лишь на 2% уступает схеме с тремя отведениями. Однако при диагностике ишемии двух

отведений недостаточно. Для повышения качества выявления требуется три отведения ЭКГ, например, для оценки нарушений внутрижелудочкового проведения и локализации ишемических изменений.

Качество регистрации СМ ЭКГ напрямую зависит от частотного диапазона и разрядности аналого-цифрового преобразователя (АЦП). Минимальная полоса пропускания современного СМ ЭКГ должна быть в диапазоне 0,1...35 Гц, в расширенном варианте 0,05...1000 Гц. Разрешающая способность СМ ЭКГ для оценки низкоамплитудных компонентов ЭКГ (волн Р, сегмента ST) должна составлять 5...10 мкВ. Мониторы с разрешающей способностью 20...40 мкВ могут применяться только для выявления нарушений ритма. СМ ЭКГ при хранении не должен применяться с потерей информации и вносить искажения при сжатии. Входной диапазон регистрации ЭКГ является важным параметром СМ ЭКГ. QRS-комплекс может достигать 4...5 мВ, поэтому амплитудный диапазон должен быть не меньше. Например, движения пациента могут вызывать высокоамплитудные изменения входного сигнала. При этом на мониторе с диапазоном $\pm 5...10$ мВ это приведёт к выходу сигнала за пределы регистрации и отсутствию сигнала ЭКГ в записи в этот период, пока входные фильтры не установятся после возмущения.

Запись в системах СМ ЭКГ осуществляется в цифровом виде в энергонезависимую флэш-память. Она может сохранять ЭКГ при отключении питания на срок до 10 лет, и имеет от 100 тыс. до 1 млн. циклов записи.

СМ ЭКГ должен удовлетворять требованиям эргономики. Необходимо кнопка событий для пометки пациентом времени изменения самочувствия. СМ ЭКГ в качестве элементов питания должен использовать наиболее широко распространённые типы. Удобнее и дешевле использование аккумуляторов, так как имеется возможность их заряда. Габариты и вес регистраторов определяют удобство его ношения. Поэтому у современных СМ ЭКГ они должны быть по возможности минимальными и неременительными для пациентов.

2.2. ВОЗМОЖНОСТИ КОМПЛЕКСА СУТОЧНОГО МОНИТОРИРОВАНИЯ ЭКГ

Основная область применения суточного мониторинга – оценка нарушений ритма сердца и обнаружение ишемии миокарда. Поэтому все характеристики обрабатываемого комплекса можно условно разделить на параметры, влияющие на качество анализа аритмий (позволяющие правильно оценить изменения ST–T) и дополнительные.

Для анализа аритмий важно оценить форму QRS-комплекса (автоматически и в диалоге с врачом), что позволяет уверенно выделять комплексы желудочкового происхождения и эпизоды нарушения внутрижелудочкового проведения. Визуальный просмотр около 100 тысяч QRS-комп-

лексов, зарегистрированных за сутки, задача очень трудоёмкая и малореальная в практической работе. Мониторная система автоматически обнаруживает аритмию и относит к одному из заданных врачом классов. По форме QRS-комплекса и интервалу RR все аритмии автоматически разделяются на классы, число которых у разных систем может быть от 6 до 60. Обязательно разделение на желудочковые и наджелудочковые аритмии, по числу комплексов в эпизоде аритмии (одиночные, парные, групповые, пароксизмы), по ЧСС в эпизоде (ритмы, тахикардии) и выделение пауз с оценкой их длительности. Эти классы определяются всеми современными системами.

Кроме того, многими системами отдельно выделяются нетипичные комплексы с интервалом, равным базовому ритму (эпизоды нарушения внутрижелудочкового проведения, сливные комплексы), асистолия, ранние желудочковые экстрасистолы, полиморфные желудочковые комплексы. Число аритмий каждого выделенного класса подсчитывается за сутки и предъявляется врачу в виде графиков, что позволяет сопоставить количество аритмий с ЧСС, ишемическими изменениями ЭКГ, с ощущениями пациента, временем суток. Большинство современных систем могут подсчитывать аритмии каждую минуту наблюдения, что облегчает сопоставление их числа с кратковременными событиями, такими как физическая нагрузка или приступы болей. Важнейшей характеристикой является возможность врачебного редактирования выявленных классов аритмий, т.е. возможность выделить классы нарушений ритма так, как это нужно врачу. Объединить или разделить автоматически выделенные классы, переименовать их, а также установить диагноз, который наиболее соответствует выявленному аритмическому феномену. Подобная возможность есть в большинстве зарубежных и отечественных систем. Её отсутствие значительно затруднит врачу формирование корректного заключения по выявленным аритмиям.

Сравнительно новая возможность систем суточного мониторирования ЭКГ – оценка смен ритма, т.е. автоматическое выделение не только кратковременных аритмий, но и периодов изменения основного ритма сердца (например, переход с синусового ритма на узловой). Данная возможность полезна больным, у которых в течение времени наблюдения меняется основной ритм, и позволяет отдельно оценивать аритмии, возникающие на фоне разных ритмов.

Практически обязательным является в настоящее время определение такого важного в плане диагностики ишемии миокарда параметра, как наклон сегмента ST. Для качественной оценки ишемических изменений ЭКГ важна точность измерения смещения сегмента ST. Оптимально, когда она не хуже 10...15 мкВ. Системы с точностью измерения смещения ST на уровне 40...50 мкВ могут затруднить выявление небольшого смещения, так как значимым является смещение сегмента ST уже на

100 мкВ. Клиническое значение имеет не только величина, но и наклон сегмента ST (восходящий, нисходящий), поэтому большинство современных систем позволяет измерять этот параметр. Измерение и представление информации о смещении и наклоне сегмента ST должно производиться одновременно по всем отведениям. Многие системы, кроме того, производят выделение эпизодов значимого смещения сегмента ST и осуществляют вычисление характеристик этих эпизодов (число, длительность, суммарная длительность, интеграл смещения ST, пороговая и максимальная ЧСС в эпизоде). Современные системы позволяют с учётом variability сегмента ST за время наблюдения автоматически выделять эпизоды смещения ST, которые могут иметь диагностическое значение. После подтверждения врачом ишемического характера выявленных изменений ST–T, данные системы автоматически рассчитывают характеристики эпизодов – число, длительность, выраженность, вектор смещения ST, «пороговую» и максимальную ЧСС, интеграл смещения ST (так называемый «индекс ишемии»). Используя эти системы, врач получает у больных ишемической блокадой сердца (ИБС) большой объём значимой информации, и избавляется от необходимости рассчитывать эти характеристики «вручную».

Большой интерес в последнее время проявляется к такой новой возможности систем суточного мониторирования ЭКГ, как оценка variability RR-интервалов. Анализ параметров разброса интервалов RR позволяет оценить состояние вегетативного тонуса (преобладание симпатического или парасимпатического отделов). Кроме того, доказано, что ритм с малой variability является независимым прогностически неблагоприятным фактором, особенно у больных, перенесших инфаркт миокарда. Большинство систем, имеющих данную функцию, позволяет проводить как временной, так и спектральный анализ RR-интервалов, как за всё время наблюдения, так и в выбранном врачом интервале.

Клиническое значение таких новых функций, как анализ variability QT-интервала, выявление наличия поздних потенциалов миокарда в настоящее время активно изучается. Некоторые системы предоставляют врачу дополнительную возможность – анализ ритма вживлённого стимулятора с выявлением дефектов его работы и нарушений стимуляции. Вычисление параметров ЭКГ, таких как ЧСС и величина смещения сегмента ST, осуществляется современными системами за каждые 10...60 с наблюдения. Некоторые события в жизни пациента (нагрузки, боли, эпизоды ишемических изменений ЭКГ) могут быть очень кратковременны – менее минуты, и чем подробнее представлена врачу динамика параметров, тем лучше.

Из особенностей систем, появившихся в последнее время, наибольшее значение имеет возможность формирования клинического заключения. Подобные системы позволяют врачу: распечатать отчёт о монитори-

ровании (значения ЧСС, примеры аритмий с оценкой их числа и характеристик, примеры смещения сегмента ST), автоматически «прокомментировать» зарегистрированные у больного нарушения, как в сравнении с возрастными нормативами, так и по их клинической значимости и возможному прогностическому значению. Наличие подобных клинических комментариев не избавляет врача от необходимости думать, но позволяет не забыть обратить внимание на диагностически значимую информацию. Заключение иллюстрируется примерами ЭКГ, вплоть до печати всейточной ЭКГ, графиками параметров и числа аритмий.

2.3. ВЫБОР СХЕМНОГО РЕШЕНИЯ АНАЛОГОВОЙ ЧАСТИ СУТОЧНОГО МОНИТОРИРОВАНИЯ ЭКГ

Обобщённая структурная схема аналоговой части типового СМ ЭКГ представлена на рис. 2.1. Входные инструментальные усилители обеспечивают подавление (100 дБ и более) синфазной помехи. Применяются усилители с малыми входными токами (менее 10 нА) для обеспечения высокого входного сопротивления (десятки МОм). Оно много больше, чем сопротивление источника сигнала, и поэтому влияние конечного значения сопротивления прибора не учитывают. Коэффициент усиления инструментального усилителя в несколько раз обеспечивает предварительное усиление ЭКГ. По требованиям ГОСТ малое усиление применяют для обеспечения входного диапазона в несколько сот мВ, необходимого из-за наличия поляризации электродов.

Амплитуда сигнала ЭКГ в несколько мВ составляет малую часть входного диапазона. Применение ФВЧ позволяет выделить переменную составляющую электрокардиографического сигнала для дальнейшего усиления. Частота среза ФВЧ должна быть как можно меньше для уменьшения искажений низкочастотных составляющих ЭКГ. Далее, электрокардиографический сигнал усиливается в несколько сот раз для получения приемлемого разрешения на АЦП, входной диапазон при этом обычно равен ± 5 мВ. При артефактах движениях пациента или внешней помехе сигнал может выходить за границы измерений.

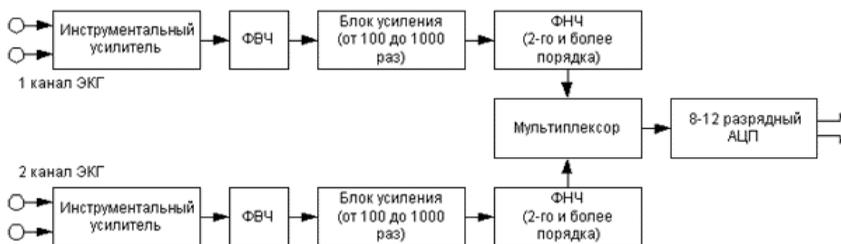


Рис. 2.1. Структурная схема аналоговой части типового суточного мониторинга ЭКГ

Время установления ФВЧ с нижней частотой 0,05 Гц составляет несколько секунд, в течение которых имеется пропуск данных. Применяются специальные схемные решения для обеспечения быстрого установления ФВЧ.

После усиления, ФНЧ ограничивает спектр аналогового сигнала до половины частоты дискретизации для выполнения условий теоремы Котельникова. При классическом подходе к процессу дискретизации эффективное значение шума квантования в полосе частот от 0 до $F_s/2$ составляет $Q/3,47$, где Q – вес младшего разряда, F_s – частота следования выходных отсчётов. В этом случае значительная часть шума квантования попадает в рабочую полосу частот. Для соблюдения условия теоремы Котельникова (полоса частот полезного сигнала меньше $F_s/2$) ФНЧ должен обладать высокой крутизной спада АЧХ за полосой пропускания. Это необходимо для эффективного ослабления высокочастотных шумов и помех, проникающих в рабочую полосу в результате интерференции с гармониками частоты дискретизации. В подавляющем большинстве случаев применяется активный ФНЧ, но добиться удовлетворительного коэффициента гармоник у таких фильтров – весьма не простая задача, так же как добиться малых фазовых искажений.

Мультиплексор на входе АЦП осуществляет выбор канала ЭКГ. Время преобразования АЦП по такой схеме должно составлять несколько десятков мкс для обеспечения синхронности дискретизации сигнала. Задействуется также дополнительный электрод, который обеспечивает уравнивающий потенциал для аналоговой части прибора. Через этот электрод на тело пациента может в противофазе подаваться сигнал, полученный от преобразования одного или нескольких входных потенциалов, призванный компенсировать высокоамплитудную синфазную помеху – в первую очередь, от электросети (50 или 60 Гц).

Можно выделить следующие основные ограничения и недостатки, присущие классическому подходу при разработке аналого-цифрового тракта СМ ЭКГ:

- необходимы прецизионные крупногабаритные конденсаторы с малыми токами утечки в аналоговом ФВЧ;
- аналоговый сигнал может выходить за диапазон измерения АЦП при артефактах, движениях пациента или внешней помехе (например, время установления ФВЧ с нижней частотой 0,05 Гц составляет более трёх с);
- вследствие малой разрядности АЦП необходим дополнительный каскад усиления (в сотни раз) после ФВЧ;
- необходим аналоговый ФНЧ высокого порядка для ограничения частотного диапазона сигнала ЭКГ при дискретизации сигнала.

Преимущество схем ЭКГ с АЦП высокой разрядности

При достаточной разрядности и скорости преобразования АЦП, можно отказаться от классической схемы построения аналоговой части СМ ЭКГ и перейти к следующей схеме (рис. 2.2).

На рисунке 2.3 представлена блок-схема СМ ЭКГ с одновременной выборкой АЦП.

По-прежнему необходимо использовать инструментальные или дифференциальные усилители с высоким коэффициентом подавления синфазной помехи. Но благодаря высокой разрядности и широкому входному диапазону схемы, ФВЧ и дополнительное усиление сигнала можно не использовать, проводя дискретизацию сигнала ЭКГ вместе с постоянной составляющей. Постоянная составляющая ЭКГ на входе прибора может компенсироваться за счёт дополнительных бит.

В результате, резко сокращается число электронных компонентов для построения такой схемы. Исчезает необходимость применения прецизионных крупногабаритных конденсаторов с малыми токами утечки в аналоговом ФВЧ, что значительно сокращает габариты. ФВЧ реализуется цифровым способом с необходимой частотой среза, в зависимости от задачи.

Этапы цифровой обработки в процессе формирования сигнала электрокардиограммы:

- устранение дрейфа постоянной составляющей (нерекурсивный фильтр верхних частот, порядок 6 – 30);
- удаление высокочастотных шумов, тремора, удаление наводки с частотой сети (нерекурсивный фильтр нижних частот, порядок 20 – 100, рекурсивный режекторный фильтр второго порядка);
- децимация (уменьшение частоты дискретизации). Данный этап обусловлен появлением возможности уменьшения шумов квантования и снижения требований к ФНЧ в аналоговой части СМ ЭКГ. После обработки высокая частота дискретизации не нужна. Децимация позволяет уменьшить необходимый объём памяти для хранения данных измерений.

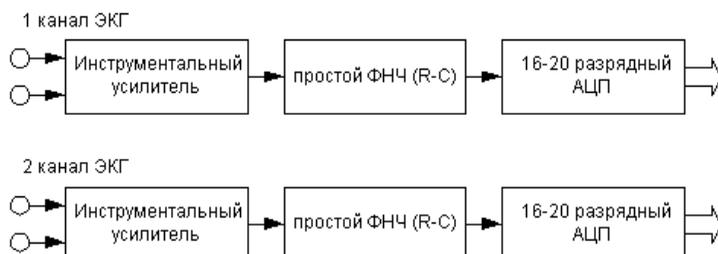
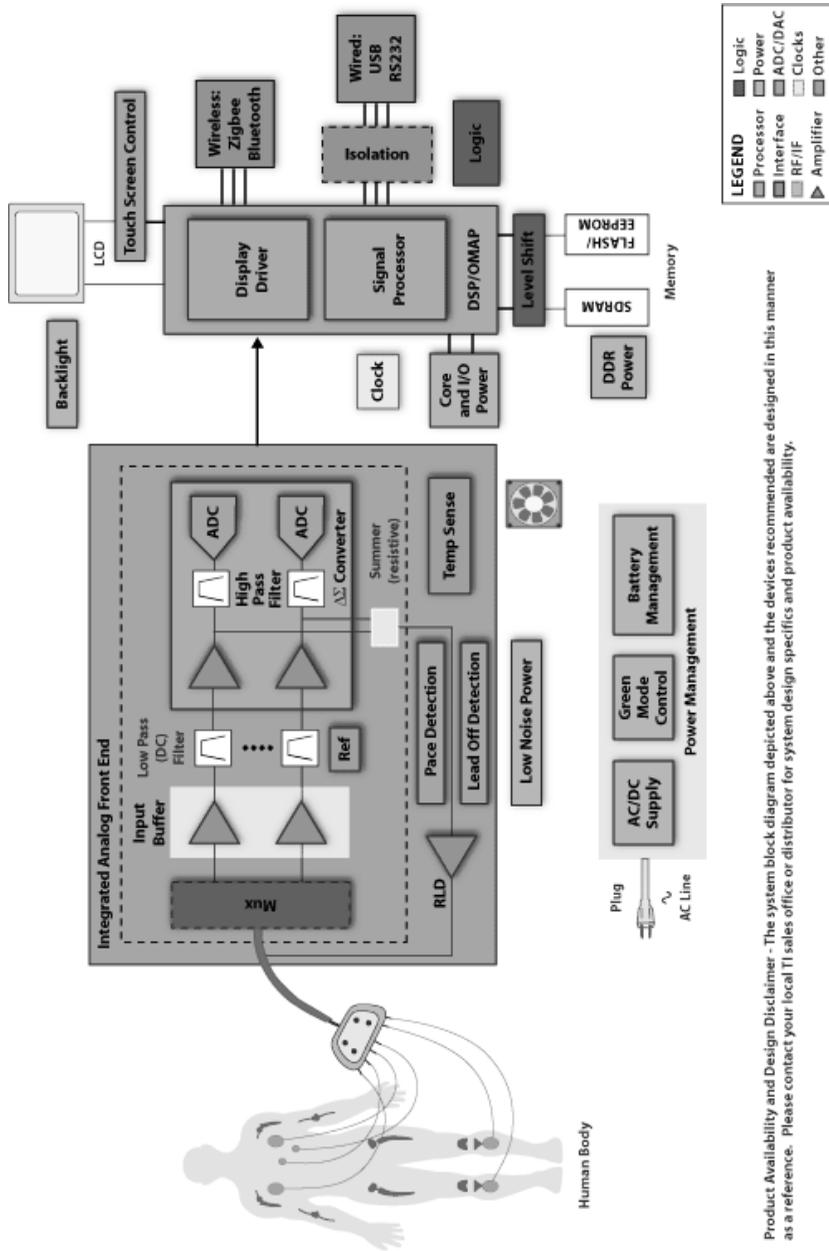


Рис. 2.2. Структурная схема аналоговой части суточного мониторинга ЭКГ на АЦП высокой разрядности



Product Availability and Design Disclaimer - The system block diagram depicted above and the devices recommended are designed in this manner as a reference. Please contact your local TI sales office or distributor for system design specifics and product availability.

Рис. 2.3. Блок-схема суточного мониторинга ЭКГ с одновременной выборкой АЦП

При передискретизации входной сигнал квантуется с частотой KFs , где K – отношение передискретизации, а Fs – частота дискретизации по теореме Котельникова.

Шум квантования в полосе частот от $Fs/2$ до $KFs/2$ подавляется цифровым фильтром в выходном потоке, что приводит к улучшению отношения сигнал/шум на величину, равную $10 \times \lg(K)$. Кроме того, за счёт увеличения частоты среза ФНЧ можно добиться малой неравномерности АЧХ и ФЧХ цифрового фильтра и высокой линейности. Сам же аналоговый фильтр вырождается в простое R–C-звено.

Для улучшения отношения сигнал/шум на 6 дБ (1 бит) требуется соответственно увеличить коэффициент передискретизации в четыре раза. Для сохранения значения этого коэффициента в разумных пределах можно разбить спектр шума квантования так, чтобы основная его часть была между $Fs/2$ и $KFs/2$, и только небольшая – на отрезке $[0 \dots Fs/2]$. Эту функцию выполняет сигма–дельта модулятор. После такого распределения цифровой фильтр легко подавит значительную часть энергии шума квантования, и общее отношение сигнал/шум, определяющее динамический диапазон, ощутимо возрастёт.

Выбор типа многозарядного АЦП для суточного мониторинга ЭКГ

Известно большое число методов аналого-цифрового преобразования, существенно отличающихся друг от друга потенциальной точностью, скоростью преобразования и сложностью аппаратной реализации. По методам преобразования АЦП подразделяются на последовательные, параллельные и последовательно-параллельные. Недостатком последовательных АЦП является низкая помехоустойчивость результатов преобразования. При использовании последовательного типа преобразования помехоустойчивость повышается. Среди последовательного типа следует выделить АЦП интегрирующего типа, в которых входной сигнал интегрируется на определённом временном интервале, что позволяет во многих случаях подавить помеху на этапе преобразования.

Сигма–дельта АЦП (ранее назывались АЦП с уравниванием или балансом зарядов) относятся к подмножеству АЦП интегрирующего типа. Своим названием эти преобразователи обязаны наличием в них двух блоков: сумматора и интегратора. Основным принципом является усреднение результатов измерения на большом интервале времени для уменьшения погрешности, вносимой шумами, и увеличения разрешающей способности. Сравнение сигма–дельта АЦП с другими интегрирующими АЦП (однотактного и многотактного интегрирования) показывает следующие преимущества: выше линейность характеристики сигма–дельта АЦП, так как его интегратор работает в узком динамическом диапазоне; значительно меньше сказывается нелинейность переходной характеристики усилителя (на котором построен интегратор); значительно меньше ёмкость конденса-

тора интегратора сигма–дельта АЦП (десятки пФ), и конденсатор может быть изготовлен прямо на кристалле СБИС; сигма–дельта АЦП практически не имеет внешних элементов, что существенно сокращает площадь, занимаемую им на плате, и снижает уровень шумов. Например, 24-разрядный сигма–дельта АЦП AD7714 изготавливается в виде однокристалльной СБИС в 24-выводном корпусе. Большинство интегральных сигма–дельта АЦП имеют развитую аналоговую и цифровую часть, встроенный контроллер. Это позволяет реализовать режимы автоматической установки нуля и самокалибровки полной шкалы, хранить калибровочные коэффициенты и передавать их по запросу внешнего процессора. Сигма–дельта АЦП широко применяют в измерительных устройствах, где требуется большой динамический диапазон при низкой скорости выдачи отсчётов.

Для портативного профессионального оборудования электрокардиографов (ECG), а также для мониторинга пациентов в бытовых медицинских приложениях **необходим полностью интегрированный аналоговый интерфейс (AFE)**. Восьмиканальный 24-битный интерфейс ADS1298 уменьшает число компонентов и потребление энергии до 1 мВт на один канал и позволяет достичь высочайшего уровня точности в диагностике.

ADS1298 включает:

- восемь усилителей с программируемым коэффициентом усиления и низким уровнем шумов (PGAs);
 - восемь аналого-цифровых преобразователей с высоким разрешением, внутренним ФНЧ и одновременной выборкой;
 - интегрированный усилитель для электрода правой ноги;
 - интегрированные усилители для центрального электрода Вильсона (WCT) и электродов Гольдберга (GCT);
 - непрерывное слежение за присоединением электрода;
 - встроенный генератор и источник опорного сигнала для уменьшения занимаемого места на плате и снижения потребления энергии.
- Ключевые особенности и преимущества ADS1298:
- упрощается дизайн и экономится место на печатной плате;
 - обеспечиваемая мощность 1мВт/канал уменьшает энергопотребление до 95% по сравнению с реализацией на дискретных компонентах, повышая портативность оборудования и улучшая мобильность пациентов;
 - ADS1298 имеет уровень шума, приведённый ко входу 4- μ Vpp, что существенно лучше пределов, установленных в IEC60601–2–27/51, обеспечивая более точные измерения в портативных приложениях и профессиональном оборудовании ECG и EEG с высокой плотностью каналов;
 - в схеме ЭКГ не требуются фильтры, они включены в схему сигма–дельта АЦП;
 - дополнением к аналоговому интерфейсу является семейство цифровых сигнальных процессоров (DSP) TMS320C5505 с низким потреблением.

3. ПРОЕКТИРОВАНИЕ МИКРОПРОЦЕССОРНОГО ИЗМЕРИТЕЛЯ НА ОСНОВЕ ДАТЧИКА С ШИМ-ВЫХОДОМ

При проектировании необходимо придерживаться следующей последовательности действий.

3.1. ТИПОВАЯ СТРУКТУРНАЯ СХЕМА ОДНОКАНАЛЬНОГО ИЗМЕРИТЕЛЯ НА ОСНОВЕ МИКРОКОНТРОЛЛЕРА

Изучите представленную на рис. 3.1 структурную схему измерителя с применением микроконтроллера (МК), производящего измерение параметра Z некоторой физической величины или объекта.

Измеритель состоит из аналоговой части (датчика), микроконтроллера и системы индикации. Микроконтроллер в данном случае реализуется на основе микропроцессорной системы (МПС), включающей микропроцессор (МП), запоминающие и интерфейсные устройства, а также схему управления. ПЗУ МК используется для хранения программы работы МК, ОЗУ МК – для временного хранения полученных результатов.

Работа измерителя заключается в следующем.

МК формирует импульсы запуска с заданными длительностью и периодом повторения.

При подаче импульса запуска с МК *аналоговая часть формирует импульс напряжения, длительность которого пропорциональна значению измеряемого параметра Z* , а амплитуда соответствует уровню логической единицы для выбранной серии микропроцессорного комплекта.

МК начинает опрос состояния аналоговой части с периодом повторения, соответствующим точности измерения. С каждым опросом результат измерения увеличивается на единицу, и так до тех пор, пока на выходе аналоговой части не закончится импульс (не появится 0). Полученный результат записывается в ОЗУ по адресу, указанному в регистрах общего назначения (РОН) H, L микропроцессора и выдается на систему индикации.

При поступлении нового импульса запуска процесс повторяется, адрес, указанный в РОН H, L , увеличивается на единицу.

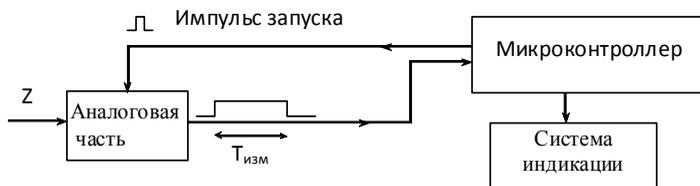


Рис. 3.1. Структурная схема измерителя

Особенность измерителя *фазового сдвига* состоит в том, что аналоговая часть не предусматривает работу от внешнего импульса запуска. Поэтому структурную схему (см. рис. 3.1) необходимо дополнить таймером, формирующим импульс запуска, и логическим элементом (ЛЭ) «И» (рис. 3.2).

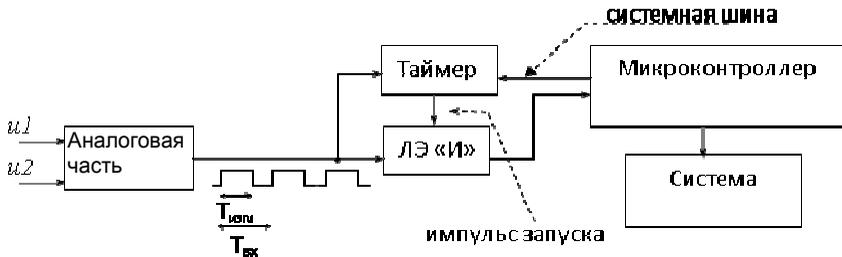


Рис. 3.2. Измеритель фазового сдвига

В данной схеме таймер изначально программируется МК для работы следующим образом: под действием сигналов, поступающих по системной шине в счётчик таймера, записывается число K , определяющее период импульсов таймера, и задаётся режим работы таймера – «генератор импульсов». Период повторения импульсов таймера должен быть равен заданному периоду повторения импульсов запуска $T = KT_{\text{вх}}$ ($T_{\text{вх}}$ – период повторения импульсов, поступающих с аналоговой части), а длительность импульса – $T_{\text{вых}}$.

В таком случае импульс запуска с таймера разрешит прохождение через ЛЭ «И» на вход МПС только каждого K -го измеряемого импульса с выхода аналоговой части.

При этом следует учитывать, что период повторения импульсов с выхода аналоговой части равен периоду входных сигналов u_1, u_2 .

В остальном работа схемы аналогична работе схемы, представленной на рис. 3.1.

3.2. РАЗРАБОТКА СТРУКТУРНОЙ СХЕМЫ ИЗМЕРИТЕЛЯ НА ОСНОВЕ СХЕМЫ ЦИФРОВОГО ПРОТОТИПА

Необходимо построить структурную схему измерителя с микропроцессорным управлением, подобную типовой схеме без микропроцессора, только со своими связями между элементами схемы.

Для этого выполните следующие действия.

1. Разделите схему заданного прототипа измерителя на аналоговую и цифровые части, для чего изучите работу прототипа [2] и отделите ту его

часть, которая преобразует измеряемый параметр Z в импульс соответствующей длительности.

2. Выделите сигналы, связывающие аналоговую и цифровую части рекомендованного прототипа.

3. Соедините аналоговую часть и МК, используя описанные в предыдущем пункте сигналы. Причём все сигналы, в том числе и для системы индикации, должны передаваться через порты ввода–вывода (ПВВ), как показано, например, на рис. 3.3.

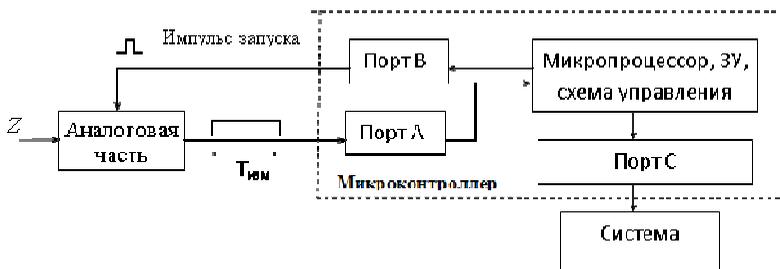


Рис. 3.3. Структурная схема измерителя с портами

4. Если в исходных данных указано «с применением таймера», то замените порты, через которые выводятся импульсы запуска, на таймеры.

5. Если в исходных данных задано два канала измерения, то структурную схему необходимо дополнить второй аналоговой частью, запускаемой отдельным импульсом запуска, поступающим от МК.

3.3. РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА РАБОТЫ МИКРОКОНТРОЛЛЕРА

Для разработки алгоритма работы микроконтроллера:

- изучите типовой алгоритм работы МК, приведённый в п. 4.4. пособия;
- проанализируйте действия микропроцессора в соответствии с работой измерителя по структурной схеме и запишите их в порядке выполнения.

При этом необходимо учитывать, что для временного хранения данных, изменяющихся условий перехода может использоваться один из регистров общего назначения (РОН) или встроенного ОЗУ микроконтроллера. РОН А микропроцессора используется для обмена данными между МП и ПВВ, таймерами, запоминающими устройствами (ЗУ) и выполнения арифметических операций с данными других РОН. РОН H, L микропроцессора используются для указания адреса ЗУ.

1. Определите действия МП, соответствующие техническому заданию и их место в общем порядке действий.

2. Составьте блок-схему алгоритма, заменив каждое действие условным обозначением и соединив их в соответствии с последовательностью действий.

3. Сравните полученный алгоритм с типовым и опишите его работу.

3.4. РАЗРАБОТКА ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ СХЕМЫ ИЗМЕРИТЕЛЯ

Разработка функциональной схемы заключается в замене блоков структурной схемы их функциональными схемами и организации связей между ними в соответствии со структурной схемой.

Изучите состав и работу функциональных схем аналоговой части и МК на основе микропроцессорной системы.

Для разработки функциональной схемы системы индикации необходимо сделать следующее.

1. Рассчитайте необходимое число портов вывода для передачи данных на систему индикации

$$l = \text{int} \left(\frac{\text{int} \left(\log_2 \frac{z_{\max}}{\Delta z} \right)}{8} \right),$$

где $\text{int}(P)$ – ближайшее большее целое к числу P ; l – необходимое число портов; z_{\max} – максимальное значение измеряемого параметра; Δz – точность измерения.

2. Определите необходимое число каналов индикации как сумму числа цифр в целой части z_{\max} и числа цифр в дробной части Δz .

Пример. Максимальное значение измеряемого параметра равно 123, точность измерения – 0,01. Тогда необходимое число каналов измерения равно 5.

3. По п. 4.1 данного пособия изучите схему системы индикации и переработайте её для своего варианта.

Общий порядок разработки функциональной схемы следующий.

1. В структурной схеме измерителя замените:

- МК на функциональную схему МПС;
- аналоговую часть на её функциональную схему;
- систему индикации на её функциональную схему;
- таймеры и порты ввода–вывода соответственно на условные графические обозначения (УГО) таймера 580ВИ53 (рис. 3.4) и ПВВ 580ВВ55 (рис. 3.5).

2. Составьте функциональную схему измерителя, соединив схемы аналоговой части измерителя, МПС и системы индикации в соответствии со структурной схемой.

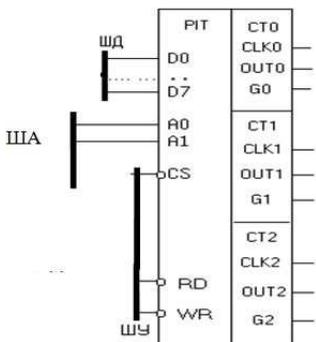


Рис. 3.4. Условно-графическое обозначение таймера 580BI53

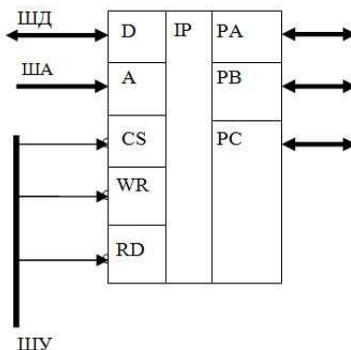


Рис. 3.5. Условно-графическое обозначение таймера ПВВ580BV55

3. Опишите работу функциональной схемы измерителя в соответствии с разработанным алгоритмом.

3.5. РАЗРАБОТКА ПРИНЦИПИАЛЬНОЙ СХЕМЫ МИКРОКОНТРОЛЛЕРА

Разработка принципиальной схемы микроконтроллера, как и любого другого цифрового устройства, включает выбор серии используемых ИМС, выбор конкретных ИМС из состава серии в соответствии с функциональным предназначением, обеспечение работы ИМС в заданном режиме путём непосредственной подачи управляющих сигналов или программирования, расширения разрядности ИМС путём схемных решений и компоновки схемы.

Для разработки принципиальной схемы микроконтроллера выполните следующие пункты.

1. Обоснуйте выбор серии микропроцессорного комплекта:

– рассчитайте максимальное число N опросов аналоговой части за время измерения $N = \frac{z_{\max}}{\Delta z}$;

– рассчитайте период опроса аналоговой части, исходя из максимального времени измерения и числа опросов, произведённых за это время:

$$T = \frac{T_{\text{изм.макс}}}{N},$$

где $T_{\text{изм.макс}}$ – максимальное время измерения;

– для измерителя фазового сдвига максимальное время измерения определяется следующим образом:

$$T_{\text{изм.мах}} = \frac{T_{\text{вх}} \Phi_{\text{мах}}}{360},$$

где $T_{\text{вх}}$ – период входных сигналов; $\Phi_{\text{мах}}$ – максимальное значение фазового сдвига;

- составьте программу такта измерения (опрос порта А, сравнение $A=1$, установка $C=1$, увеличение B на 1, выполнение программы задержки и переход по адресу), используя приведённые в п. 4.8 программы опроса двоичного датчика и задержки, а также систему команд МП;

- рассчитайте число M тактов микропроцессора, необходимых для выполнения такта измерения без учёта программы задержки, используя информацию о числе тактов для каждой команды;

- рассчитайте требуемую частоту процессора $F_{\text{пр}} = M/T$;

- выберите МП с частотой $F_{\text{мп}} \geq F_{\text{пр}}$ (при этом используется принцип: чем меньше частота процессора, тем меньше потребляемая мощность, стоимость и, скорее всего, выше надёжность);

- рассчитайте время выполнения такта измерения (без учёта задержки), учитывая число M , затрачиваемых МП тактов, и частоту $F_{\text{мп}}$ выбранного МП;

- рассчитайте время действия программы задержки на $T_{\text{зад}2}$, учитывая необходимость обеспечения равенства периода T тактовых импульсов измерителя и времени выполнения такта измерения;

- рассчитайте разрядность шины данных по формуле $m \geq \text{int}(\log_2(N+1))$. Значение m выбирается равным ближайшему значению из ряда чисел 8, 16, 32, 64;

- рассчитайте разрядность шины адреса $n = 2m$;

- сделайте вывод о возможности использования выбранного микропроцессора на основе сравнения данных о МП [3] и полученных требований (при необходимости, выберите другой МП).

2. Изучите принципиальную схему центрального процессорного устройства. Обратите внимание на функции системного контроллера.

3. Изучите принципы распределения адресного пространства микроконтроллера (см. п. 4.3.).

4. Произведите распределение адресного пространства микроконтроллера с учётом значения начального адреса ОЗУ, а также числа необходимых портов и таймеров.

5. Определите по функциональной схеме МК направление передачи информации каждым портом ввода–вывода.

6. Получите (см. п. 4.6) управляющее слово для ИМС 580ВВ55, работающей (их) в режиме 0 и преобразуйте программу инициализации.

7. Используйте программу «Формирование временной задержки» (см. п. 4.8) для получения $T_{\text{зад} 2}$, для чего рассчитайте коэффициент XZ и вставьте в программу его значение в шестнадцатеричной СС.

8. Для программной реализации опроса аналоговой части измерителя используйте программы «Программная реализация временной задержки большой длительности» и «Формирование управляющего импульса» (см. п. 4.8), для чего рассчитайте длительность импульса запуска, учитывая число затрачиваемых МП тактов на выполнение программы «Формирование управляющего импульса», и частоту выбранного МП; рассчитайте величину задержки $T_{\text{зад1}}$ как разницу периода импульсов запуска и длительности импульсов запуска; рассчитайте коэффициенты X , Y для программы «Программная реализация временной задержки большой длительности» и вставьте в программу их значения в шестнадцатеричной СС.

9. Для аппаратной реализации опроса аналоговой части измерителя используйте таймер на ИМС 580ВИ53 (см. п. 4.5). Разработайте структурную схему генератора импульсов запуска с использованием таймера.

Получите управляющее слово, записываемое в таймер, для чего выберите режим работы таймера и рассчитайте необходимый коэффициент деления счётчика таймера, исходя из заданного периода импульсов запуска и периода импульсов БИС ГТИ КР580ГФ24 0,5 мкс.

Преобразуйте приведённую программу инициализации.

Постройте принципиальную схему генератора импульсов запуска и опишите её работу.

10. Составьте макет программы работы МК.

Для составления макета программы необходимо:

- подготовить заготовку таблицы, включающей следующие столбцы: номер строки, наименование элемента алгоритма, мнемоника команды;
- заменить соответствующие элементы алгоритма разработанными программами;
- заменить оставшиеся элементы алгоритма соответствующими командами МП.

11. Уточните необходимое число n разрядов шины адреса МП.

Для этого проверьте выполнение условия

$$n \geq \text{int}(\log_2(N_1 + K + 1)),$$

где N_1 – число строк в макете программы; K – число временно хранимых данных.

Если условие выполняется, то число разрядов шины адреса не меняется.

Если условие не выполняется, то необходимо выбрать МП с шиной адреса требуемой разрядности и переделать пункты 1, 4, 7, 8 разработки принципиальной схемы с учётом характеристик нового МП.

12. Определите число разрядов шины адреса, необходимых для адресации к N_1 строкам программы по формуле

$$n_{\text{пз}} \geq \text{int}(\log_2(N_1 + 1)).$$

13. Определите число разрядов шины адреса, необходимых для адресации к K временно хранимым данным по формуле

$$n_{\text{озу}} \geq \text{int}(\log_2(K + 1)).$$

14. Реализуйте ПЗУ на ИМС заданного типа.

Сравните число адресных входов и число выходов заданной ИМС соответственно с требуемым числом адресных входов $n_{\text{пзу}}$ и с m разрядностью шины данных.

При необходимости используйте способы увеличения числа адресных входов и числа выходов.

Постройте принципиальную схему ПЗУ.

Определитесь с назначением входов ИМС ПЗУ и с сигналами, которые на них необходимо подать.

15. Реализуйте ОЗУ на ИМС заданного типа.

Сравните число адресных входов и число выходов заданной ИМС соответственно с требуемым числом адресных входов $n_{\text{озу}}$ и с m разрядностью шины данных.

При необходимости используйте способы увеличения числа адресных входов и числа выходов.

Постройте принципиальную схему ПЗУ.

Определитесь с назначением входов ИМС ПЗУ и с сигналами, которые на них необходимо подать [4].

16. Разработайте и опишите работу схемы управления в соответствии с п. 4.7 пособия.

17. Разработайте аналоговую часть МК (если нет готового датчика, удовлетворяющего техническим требованиям).

4. ОСНОВЫ ПРОЕКТИРОВАНИЯ МИКРОПРОЦЕССОРНЫХ ИЗМЕРИТЕЛЕЙ

4.1. СИСТЕМА ИНДИКАЦИИ

Система индикации должна обеспечивать отображение результатов измерения в десятичной системе счисления (СС).

Вариант системы индикации представлен на рис. 4.1.

В данном варианте результат измерения должен быть двоичным.

Количество каналов индикации определяется числом цифр в результате измерения.

Каждый канал индикации включает постоянное запоминающее устройство (ПЗУ), согласующее устройство (СУ) и индикатор (ИНД). ПЗУ выполняет как минимум две функции – разделение числа результата на цифры и формирование семисегментного кода цифр. В случае, если ре-

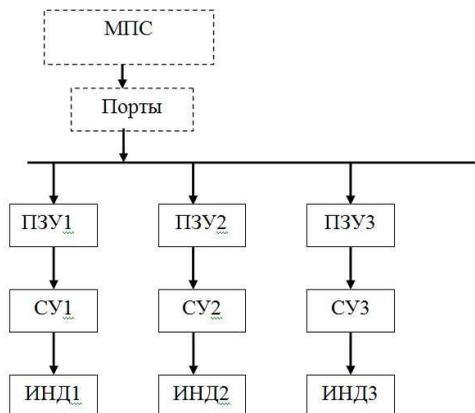


Рис. 4.1. Вариант системы индикации

зультат включает три цифры (сотни, десятки, единицы), для каждого числа в ПЗУ3 записывается двоичный код единиц, в ПЗУ2 – десятков, в ПЗУ1 – сотен. Особенностью данного варианта является большой объем ПЗУ. Это определяется тем, что на адресные входы ПЗУ необходимо подавать двоичный код всего числа результата измерения, а также ПЗУ должно иметь не менее семи выходов (по числу элементов индикатора).

Особенности построения системы индикации. При построении системы индикации могут использоваться семисегментные индикаторы, в которых светодиоды имеют либо общий катод, либо общий анод (рис. 4.2).

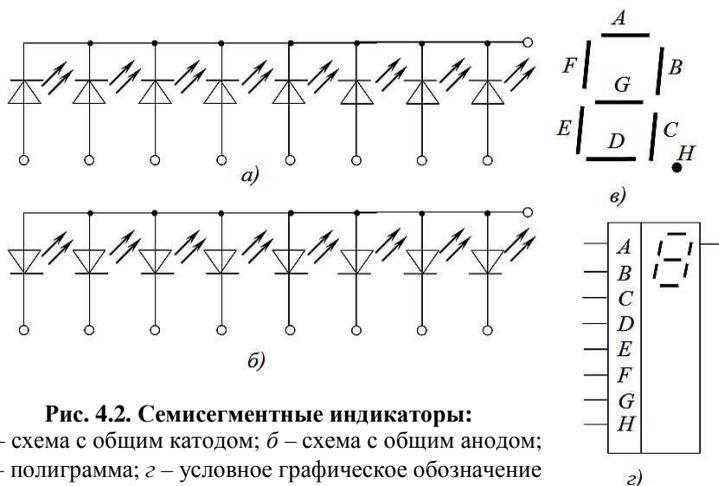


Рис. 4.2. Семисегментные индикаторы:

a – схема с общим катодом; *б* – схема с общим анодом; *в* – полиграмма; *г* – условное графическое обозначение

На рисунке 4.3 представлены схемы подключения семисегментных индикаторов с общим анодом и общим катодом к ТТЛ, ТТЛШ ПЗУ через согласующие резисторы.

Схема индикации (см. рис. 4.1) может видоизменяться в зависимости от схемной реализации. Так, например, в составе КМОП ИМС есть счётчики типа 176ИЕ3, дешифраторы типа 564ИД5 с выходами для семисегментного индикатора и т.д. [5].

При использовании КМОП ПЗУ, для обеспечения требуемого тока через светодиоды, необходимо к каждому выходу ПЗУ подключить преобразователь уровня типа К176ПУ1 – К176ПУ3.

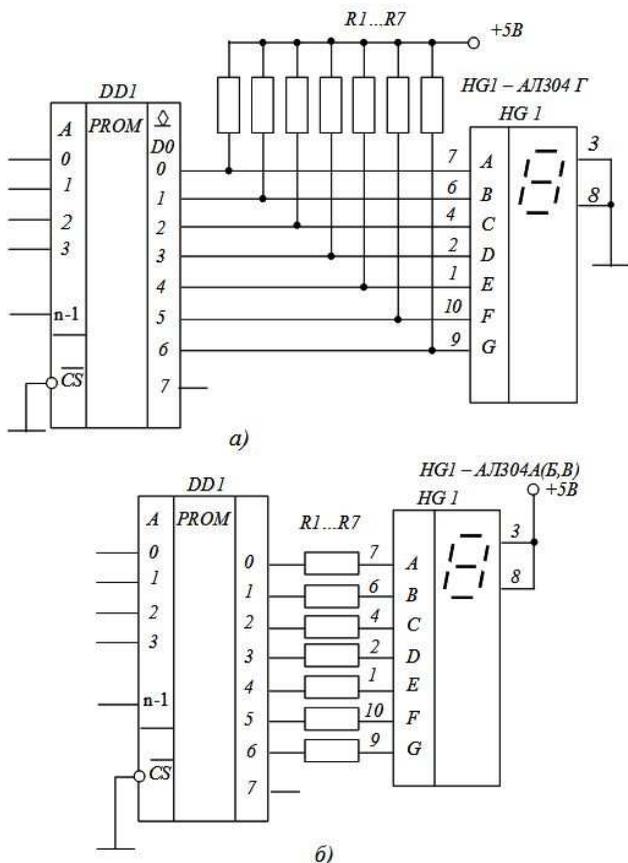


Рис. 4.3. Схемы подключения семисегментных индикаторов с общим анодом (а) и общим катодом (б)

В схеме с индикаторами с общим катодом (рис. 4.3, *а*) обеспечивается загорание тех светодиодов, которые подсоединены к выходам ПЗУ, с которых выдаётся логическая единица. В этом случае выходные транзисторы ПЗУ закрыты, ток от источника питания индикатора протекает через соответствующие резисторы и светодиоды. Светодиоды, которые подсоединены к выходам ПЗУ, с которых выдаётся логический 0, будут погашены. В этом случае выходные транзисторы ПЗУ открыты, ток от источника питания индикатора протекает через соответствующие резисторы и выходные транзисторы ПЗУ, минуя светодиоды.

В схеме с индикаторами с общим анодом (рис. 4.3, *б*) обеспечивается загорание тех светодиодов, которые подсоединены к выходам ПЗУ, с которых выдаётся логический ноль. В этом случае выходные транзисторы ПЗУ открыты, ток от источника питания индикатора протекает через соответствующие светодиоды, резисторы и выходные транзисторы ПЗУ.

Светодиоды, которые подсоединены к выходам ПЗУ, с которых выдаётся логическая единица, будут погашены. В этом случае выходные транзисторы ПЗУ закрыты, цепь протекания тока светодиодов от источника питания индикатора разомкнута. Подбором сопротивления навесных выходных резисторов R1 – R7 задают яркость свечения светодиодов.

Сопротивление резисторов для индикаторов с общим анодом рассчитывается по выражению

$$R = \frac{E_{\text{пит}} - U_{\text{вых}}^0 - U_{\text{д}}^+}{I_{\text{д.ном}}},$$

где $E_{\text{пит}}$ – напряжение питания индикатора; $U_{\text{вых}}^0$ – напряжение логического нуля на выходе ПЗУ; $U_{\text{д}}^+$ – напряжение на открытом светодиоде; $I_{\text{д.ном}}$ – номинальный ток, протекающий через светодиод, при котором обеспечивается максимальная яркость свечения.

Сопротивление резисторов для индикаторов с общим катодом рассчитывается по выражению $R = \frac{E_{\text{пит}} - U_{\text{д}}^+}{I_{\text{д.ном}}}$.

В таблицах 4.1 и 4.2 приведены краткие сведения по индикаторам.

МПС выполняет широкий круг задач в соответствии с программами, поступающими в ОЗУ или хранимыми в ПЗУ.

МПС включает МП, ОЗУ, ПЗУ, порт ввода–вывода, схему управления и связывающие их шины данных, адреса и управления.

МП, ОЗУ, ПЗУ, порт ввода–вывода имеют выходы с тремя состояниями (0, 1, Z). БИС, находящаяся в третьем состоянии Z, отключается от общей шины и не шунтирует выходы других устройств. Выбор устройств, подключаемых к общей шине (шине данных), производится подачей логической «1» на вход выбора кристалла ВК.

Таблица 4.1

Тип	Яркость, кд/м ²	I _{ном} , мА	Высота знаков, мм	U _д ⁺ , В	U _{обр max}
<i>Знаковые индикаторы красного цвета свечения</i>					
АЛ304А	140	5	3	2	–
АЛ304Б	320	5	3	2	–
АЛ304Г	350	5	3	3	–
АЛ305А	350	20	6,9	4	–
АЛ305Б	200	20	6,9	4	–
АЛ305В	120	20	6,9	4	–
АЛ305Г	60	20	6,9	6	–
АЛ305Ж	350	20	6,9	6	–
АЛС314А	350	5	2,5	2	5
<i>Знаковые индикаторы зелёного цвета свечения</i>					
АЛ304В	60	10	3	3	–
АЛ305Д	120	20	6,5	6	–
АЛ305Е	60	20	6,9	6	–

Таблица 4.2

Индикатор Сегмент	A	B	C	D	E	F	G	H	Общий вывод	Схема с общим
	АЛ304(А,Б,В)	7	6	4	2	1	10	9		
АЛ304Г	7	6	4	2	1	10	9	5	3,8	анодом
АЛ305(А–Е)	1	13	10	8	7	2	11	6	14,3,9 (соединить)	анодом
АЛ305(К–Л)	1	13	10	8	7	2	11	6	14,3,9 (соединить)	катодом
АЛС314А	7	6	4	2	1	10	9	5	3,8	катодом

4.2. МИКРОПРОЦЕССОРНАЯ СИСТЕМА

Функциональная схема микропроцессорной системы представлена на рис. 4.4.

МП в системе действует как диспетчер, он гарантирует, что в определённый момент шину использует только одно устройство. МП имеет три шины: двунаправленную шину данных (ШД), однонаправленные шину управления (ША) и шину управления (ШУ). На данной схеме ШУ упрощённо представлена двумя сигналами чтения ЧТ и запись ЗП.

Управляющая схема синхронизирует работу МПС следующим образом.



Рис. 4.4. Функциональная схема МПС

Если МП должен считать данные с ПЗУ, то он сначала запрещает свои собственные выходы данных, затем генерирует сигналы, требующиеся для подключения ПЗУ к шине данных. Потом схема управления вырабатывает на их основе управляющие сигналы на входы выбора кристалла $ВК_{ПЗУ} = 1$, $ВК_{ОЗУ} = ВК_{ПОРТ} = 0$. В результате, информация с выходов ПЗУ появляется на шине данных и МП считывает данные.

Считывание информации из ОЗУ и порта ввода/вывода выполняется подобным образом. При считывании информации из ОЗУ вырабатываются управляющие сигналы $Чт/Зп = 1$, $ВК_{ОЗУ} = 1$, $ВК_{ПЗУ} = ВК_{ПОРТ} = 0$.

При считывании информации из порта ввода/вывода вырабатываются управляющие сигналы $ВК_{ПОРТ} = 1$, $ВК_{ПЗУ} = ВК_{ОЗУ} = 0$.

Чтобы записать данные в ОЗУ или порт ввода/вывода МП сначала помещает записываемые данные на шину данных, а затем генерирует управляющие сигналы выбора соответствующего устройства.

Данные поступают через МП. Например, чтобы передать данные из порта ввода/вывода в ОЗУ, МП сначала считывает данные с порта, а затем записывает их в ОЗУ. Из-за того, что данные не могут передаваться прямо с порта ввода/вывода в ОЗУ, они должны временно запоминаться в МП.

Таким образом, шина данных используется для переноса данных в системе. Все устройства используют одну и ту же шину. Одновременно по шине данных может осуществляться обмен данными только между двумя БИС МПС.

4.3. РАСПРЕДЕЛЕНИЕ АДРЕСНОГО ПРОСТРАНСТВА МИКРОКОНТРОЛЛЕРА

Адресное пространство – это совокупность ячеек памяти и устройств, к которым может обращаться микроконтроллер. Адресное пространство изображается в виде столбца с $N = 2^n$ строками, которые нумеруются от 0 до $(N - 1)$ в шестнадцатеричной системе счисления.

Например, при $n = 16$ нумерация производится от $0000_{(16)}$ до $FFFF_{(16)}$. Распределение адресного пространства микроконтроллера сводится к присвоению определённых адресов ПЗУ, ОЗУ, портам ввода–вывода, таймерам.

Применение системного контроллера позволяет использовать одни и те же адреса как для ПЗУ с ОЗУ, так и для ПБВ с таймерами. В этом случае обращение к ПЗУ с ОЗУ происходит по командам *MOVr, M* и *MOVMr, r, LDAaddr* и *STAaddr*, а обращение к ПБВ с таймерами по командам *IN* и *OUT*. Системный контроллер анализирует команды и на их основе выдаёт отдельные команды: ПЗУ с ОЗУ – для чтения используется сигнал *MEMR*, а для записи – *MEMW*; ПБВ с таймерами – для чтения используется сигнал *IOR*, а для записи – *IOW*.

В результате, одно и то же поле адресов используется отдельно.

Начальные адреса отдаются ПЗУ для хранения программы МК, чтобы при включении питания после срабатывания схемы обнуления произошло обращение к программе. Под ПЗУ отдают столько адресного пространства, сколько необходимо, чтобы поместилась программа.

В приведённом примере (рис. 4.5) адресное пространство поделено пополам между ПЗУ и ОЗУ.

Проверить правильность распределения можно только после составления программы МК. После этого можно произвести перераспределение адресного пространства.

На рисунке 4.6 приведён пример распределения адресного пространства для двух ПБВ.

	Адрес
Область ПЗУ	$0000_{(16)}$
	0001
	$7FFF_{(16)}$
Область ОЗУ	$8000_{(16)}$
	$FFFF_{(16)}$

Рис. 4.5. Распределение адресного пространства ПЗУ и ОЗУ

	Адрес
ПБВ 1	$--00_{(16)}$
	$--01$
	$--02$
	$--03$
ПБВ 2	$--04$
	$--05$
	$--06$
	$--07$
⋮	⋮
•	•
	$--FF_{(16)}$

Рис. 4.6. Распределение адресного пространства ПБВ

Использование команд IN и OUT накладывает ограничение – для адресации можно использовать только младшую половину адреса. Каждому порту или таймеру достаточно одного адреса. Поэтому при 16-разрядной шине адреса можно адресовать всего $2^8 = 256$ портов и таймеров.

Программируемые БИС портов или таймеров включают по три идентичных устройства, на выбор которых требуется три адреса. Кроме того, для каждой БИС требуется один адрес для записи управляющего слова (УС), определяющего режим работы БИС. Причём последний адрес из четырёх используется для регистра УС. Поэтому таких БИС можно адресовать всего 64.

4.4. ТИПОВОЙ АЛГОРИТМ РАБОТЫ МИКРОКОНТРОЛЛЕРА

На рисунке 4.7 приведён типовой алгоритм работы МК.

Примечания к алгоритму:

– РОН – регистр общего назначения. В микропроцессоре имеется не менее семи восьмиразрядных РОН, которые называются А, В, С, D, E, H, L и могут использоваться как по отдельности, так и в паре – BC, DE, HL;

– если в задании указано «с использованием таймера», то вместо блоков, помеченных звёздочкой, вводится блок – программирование таймера для работы в режиме автогенерации импульсов с заданными параметрами.

Работа алгоритма

Исходно производится программирование портов ввода–вывода и запись в РОН HL начального адреса ОЗУ.

Обнуляются РОН В, С. РОН В – регистр текущего результата измерения. РОН С – регистр флага «Идёт измерение».

Далее, если для формирования импульсов запуска используется таймер, то производится его программирование и, как следствие, запуск. Если импульс запуска формируется программно, то включаются подпрограммы «Задержки на $T_{\text{зад1}}$ » и «Формирование импульса запуска».

Запускается аналоговая часть и начинается опрос порта А, соединённого с её выходом.

Если на выходе аналоговой части нет измеряемого импульса, то в результате опроса порта А в РОН А записывается 0. Так как РОН С = 0, то замыкается цепочка, приводящая к повторному опросу порта А. И так до поступления импульса с выхода аналоговой части.

При поступлении импульса с выхода аналоговой части производится запись РОН А = 1 и начинается цикл измерения, в процессе которого число в РОН В увеличивается на 1 с каждым тактом опроса порта А. Длительность такта равна суммарному времени выполнения операций: опроса порта А, сравнения А = 1, установки С = 1, увеличения В на 1 и времени



Рис. 4.7. Типовой алгоритм работы МК

выполнения программы задержки $T_{зад2}$. С другой стороны, время такта должно быть равно периоду тактовых импульсов измерителя, определяющему точность измерения.

После окончания импульса с выхода аналоговой части в РОН А записывается 0. Так как в РОН С уже записана 1, то алгоритм переходит к выводу полученного результата из РОН В сначала в ОЗУ по адресу, записанному в паре РОН HL, а затем на индикатор.

После этого цикл работы повторяется.

4.5. ПРОГРАММИРУЕМЫЙ ИНТЕРВАЛЬНЫЙ ТАЙМЕР (PIT)

Программируемые интервальные таймеры (ПИТ, PIT) выполняют операции, связанные с временами, частотами и интервалами.

ПИТ серий K1821ВИ54, K580ВИ53 содержат по три 16-разрядных вычитающих счётчика с независимыми режимами работы и с синхронной загрузкой кода.

На рисунке 4.8 приведена типовая схема включения ПИТ в микропроцессорную систему.

Обращение к ПИТ происходит при установке на шине адреса двоичного кода 10000A1A0. Разряды A1,A0 адреса осуществляют выбор одно-

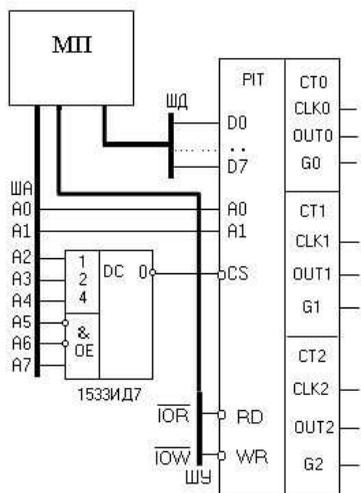


Рис. 4.8. Схема включения программируемого интервального таймера

го из трёх счётчиков или регистра управления (00 – СТ0, 01 – СТ1, 10 – СТ2, 11 – регистр управления).

Назначение выводов таймера:

- CLK_i – вход сигнала тактовой частоты;
- $G(ATE)_i$ – вход управления запуском/остановом счёта;
- OUT_i – выход сигнала;
- WR (Write) – запись. По низкому уровню на этом входе микропроцессор записывает данные в ПИТ;
- RD (Read) – Чтение. Низкий уровень на этом входе информирует ПИТ, что процессор хочет прочитать состояние счётчика;
- CS (ChipSelect) – Выбор микросхемы. Низкий уровень инициирует обмен между процессором и ПИТ.

Счётчики таймера могут работать в одном из шести режимов. Описание режимов приведено в табл. 4.3.

При подготовке к работе производится независимое программирование (инициализация) счётчиков ПИТ.

Сначала, исходя из предназначения таймера, выбирается его режим работы и вычисляется значение числа N_i и формат его записи в счётчик. Затем определяется значение управляющего слова (УС) в соответствии с описанием, приведённым в табл. 4.4 – 4.7, и производится запись его в регистр управляющего слова (РУС). Для этого МП выставляет на шину управления сигналы $IOR = 1$, $IOW = 0$, на шину адреса – адрес регистра управляющего слова (РУС), а на шину данных – значение управляющего слова.

Режимы	Описание режимов
<i>Программирование при $G = 0$. Запуск по фронту G (режимы 0 – 3).</i>	
Режим 0	<i>Ждущий мультивибратор.</i> Формирует отрицательный импульс длительностью $T_{\text{вх}}(N_i + 1)$. $T_{\text{вх}}$ – период повторения импульсов на входе CLK_i .
Режим 1	<i>Перезапускаемый ждущий мультивибратор.</i> Формирует импульс $T_{\text{вых}} = T_{\text{вх}}(N_i + 1) + T_{\text{перезап}}$. $T_{\text{перезап}}$ – интервал времени между фронтами запуска и фронтами перезапуска.
Режим 2	<i>Генератор с запуском.</i> Период повторения импульсов равен $T_{\text{вых}} = T_{\text{вх}} N_i$, длительность отрицательного импульса равна $T_{\text{вх}}$.
Режим 3	<i>Генератор меандра с запуском.</i> Период повторения импульсов равен $T_{\text{вых}} = T_{\text{вх}} N_i$.
Режим 4	<i>Формирователь задержанного отрицательного строба.</i> Запуск производится по фронту WR . Задержка равна $T_{\text{вх}} N_i$. Длительность строба равна $T_{\text{вх}}$.
Режим 5	<i>Перезапускаемый формирователь задержанного отрицательного строба.</i> Запуск производится по фронту WR . Задержка равна $T_{\text{вх}} N_i + T_{\text{перезап}}$. Длительность строба равна $T_{\text{вх}}$.

Затем в каждый счётчик загружается один или два байта числа N_i , которые задают коэффициент деления счётчика. Для этого МП выставляет на шину управления сигналы $\text{IOR} = 1$, $\text{IOW} = 0$, на шину адреса – адрес счётчика, а на шину данных – один или два байта числа N_i .

Рассмотрим пример программирования (инициализации) счётчика СТО таймера. Пусть необходимо обеспечить работу счётчика в режиме 0 при условии, что $N_i = \text{B567}_{(16)}$, адреса $\text{CT0} = 00_{(16)}$, $\text{CT1} = 01_{(16)}$, $\text{CT2} = 02_{(16)}$, $\text{PUC} = 03_{(16)}$.

Тогда в соответствии с табл. 4.4 для выбора СТО необходимо, чтобы $\text{D7} = \text{D6} = 0$. В соответствии с табл. 4.5, для выбора загрузки N_i двумя байтами необходимо, чтобы $\text{D5} = \text{D4} = 1$. В соответствии с табл. 4.6, для выбора режима 0 необходимо, чтобы $\text{D3} = \text{D2} = \text{D1} = 0$. В соответствии с табл. 4.7 для выбора записи N_i двоичным кодом необходимо, чтобы $\text{D0} = 0$. В результате получаем двоичный код управляющего слова $00110000_{(2)}$ или $30_{(16)}$.

Программа инициализации счётчика СТО таймера приведена в табл. 4.8.

Таблица 4.4

D7	D6	Номер счетчика
0	0	Счетчик 0 (СТ0)
0	1	Счетчик 1 (СТ1)
1	0	Счетчик 2 (СТ2)
1	1	Запрет

Таблица 4.5

D5	D4	Способ загрузки N_i в счетчик
0	0	Фиксация N_i
0	1	Загрузка N_i младшим байтом
1	0	Загрузка N_i старшим байтом
1	1	Загрузка N_i двумя байтами

Таблица 4.6

D3	D2	D1	
0	0	0	Режим 0
0	0	1	Режим 1
x	1	0	Режим 2
x	1	1	Режим 3
1	0	0	Режим 4
1	0	1	Режим 5

Таблица 4.7

D0	Формат записи N_i в счётчик
0	Запись N_i двоичным кодом
1	Запись N_i двоично-десятичным кодом

Таблица 4.8

<i>Мнемоника</i>	<i>Код</i>	<i>Примечание</i>
MVIA	3E	Запись в РОН А
байт	30	
OUT	D3	Вывод УС из РОН А в регистр УС с адресом 03 ₍₁₆₎
адрес	03	
MVIA	3E	Запись в РОН А младшего байта числа N_i
байт	67	
OUT	D3	Вывод младшего байта из РОН А в СТ0 с адресом 00 ₍₁₆₎
адрес	00	
MVIA	3E	Запись в РОН А старшего байта числа N_i
байт	B5	
OUT	D3	Вывод старшего байта из РОН А в СТ0 с адресом 00 ₍₁₆₎
адрес	00	

4.6. ПОРТ ВВОДА–ВЫВОДА (ПВВ)

Рассмотрим работу ПВВ на примере микросхемы 580BV55 (рис. 4.9). Микросхема представляет собой однокристалльное программируемое устройство ввода–вывода параллельной информации.

Она предназначена для сопряжения МП с различными периферийными устройствами (внешние ОЗУ, ПЗУ, монитор, различные схемы измере-

ния). Для этого в ИМС имеется три восьми-разрядных порта ввода–вывода (ПВВ).

По шине данных ШД происходит не только обмен данными, но и засылка из МП в ПВВ управляющих слов УС и передача в МП информации о состоянии периферийного оборудования. Низкий уровень сигнала на входе выбора кристалла CS разрешает информационную связь между МП и ПВВ. В состав ПВВ входят три порта с различными характеристиками. Их функциональное назначение определяется кодом управляющего слова, которое загружается процессором в регистр управляющего слова. Сигналы на адресных входах A_1A_0 производят селекцию одного из трёх портов: А, В, С и регистра управляющего слова.

Микросхема может работать в трёх режимах.

Режим 0 (простой ввод–вывод). Работа в этом режиме позволяет организовать простой ввод или вывод для каждого из трёх каналов. Данные просто записываются или считываются из выбранного канала.

Основные особенности режима 0 следующие:

- два 8-битовых канала (каналы А и В) и два 4-битовых канала (старшая и младшая половинки канала С);

- каждый канал может быть независимо от других запрограммирован на ввод или вывод; таким образом, всего может быть 16 различных комбинаций ввода/вывода;

- выходы имеют память, входы работают без буферной памяти.

Структура УС приведена в табл. 4.9.

Пусть необходимо запрограммировать ПВВ следующим образом: порт А – на ввод данных, а порты В, С – на вывод данных. Тогда управляющее слово должно быть таким, как в табл. 4.10.

Шестнадцатеричный код УС равен $90_{(16)}$. Пусть адрес регистра УС – $FB_{(16)}$. Необходимо байт данных из регистра А передать по шине данных в РУС ПВВ. Программа инициализации (программирования) ПВВ приведена в табл. 4.11.

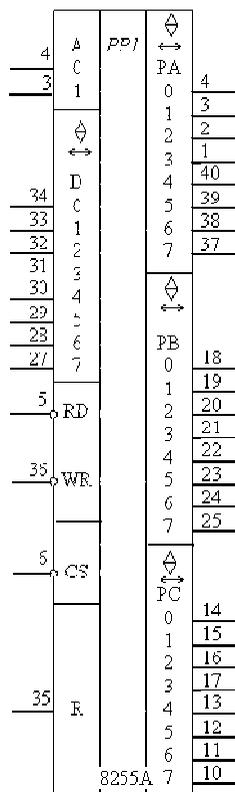


Рис. 4.9. Условное графическое обозначение порта ввода–вывода

Таблица 4.9

D7	D6	D5	D4	D3	D2	D1	D0
1	0	0	0/1	0/1	0	0/1	0/1
При знак УС1	Режим 0 Номер режима порта А	0 – порт А программи- руется на вывод дан- ных; 1 – порт А программи- руется на ввод данных	0 – порт С1 программи- руется на вывод дан- ных; 1 – порт С1 программи- руется на ввод данных	Режим 0 Номер режима порта В	0 – порт В програм- мируется на вывод данных; 1 – порт В програм- мируется на ввод данных	0 – порт С2 программи- руется на вывод дан- ных; 1 – порт С2 программи- руется на ввод данных	

Таблица 4.10

D7	D6	D5	D4	D3	D2	D1	D0
1	0	0	1	0	0	0	0

Таблица 4.11

Мнемоника	16 код	Примечание
MVI A	3E	Запись УС – 90 в регистр А
Байт (УС)	90	
OUT	D3	Обращение к внешнему устройству
Адрес (РУС)	FB	

4.7. СХЕМА УПРАВЛЕНИЯ МК

Для построения схемы управления МК необходимо предварительно разработать отдельные дешифраторы для памяти и портов ввода-вывода с таймером [6].

Пусть в МК с 16-разрядной шиной адреса необходимо использовать ПЗУ с двенадцатью адресными входами и ОЗУ с тринадцатью адресными входами. Начальный адрес ПЗУ – $0000_{(16)}$, ОЗУ – $3000_{(16)}$.

Переведём начальный адрес ОЗУ в двоичную СС: $0011.0000.0000.0000_{(2)}$. Выделим старшие разряды адреса, начиная с разряда, которому соответствует младшая единица. В нашем случае, А15, А14, А13. Эти разряды шины адреса будут использованы для выбора активного устройства (либо ПЗУ, либо ОЗУ).

Определим значения разрядов адреса А15, А14, А13 по начальным адресам ПЗУ и ОЗУ. Эти значения будут использованы как адреса ПЗУ и ОЗУ. В данном примере для ПЗУ получается адрес 000₍₂₎, а для ОЗУ – 011₍₂₎.

В случае необходимости ПЗУ может занимать дополнительные адреса 001₍₂₎, 010₍₂₎, а ОЗУ – все адреса выше 011₍₂₎.

Полученные адреса используем для построения дешифраторов в схемах управления ПЗУ и ОЗУ (рис. 4.10, 4.11).

На рисунке 4.10 приведена схема включения одной ИМС ПЗУ. С1 – старшая часть адреса (для примера: А15, А14, А13), С0 – младшая часть адреса. При обращении к ПЗУ МП выставляет на ША адрес 000С0. На выходе F (в данном примере на 0-м выходе) дешифратора появляется логическая 1, разрешающая прохождение сигнала «Чтение» на вход CS ПЗУ. При поступлении сигнала «Чтение» из ПЗУ на ШД считывается двоичный код, записанный по адресу С0.

На рисунке 4.11 приведена схема включения одной ИМС ОЗУ. В1 – старшая часть адреса, В0 – младшая часть адреса. При обращении к ОЗУ МП выставляет на ША адрес 011В0. На выходе G (в данном примере на третьем выходе) дешифратора появляется логическая 1, разрешающая прохождение либо сигнала «Чтение», либо сигнала «Запись» на вход CS ОЗУ. При поступлении сигнала «Чтение» из ОЗУ на ШД считывается двоичный код, записанный по адресу В0, а при поступлении сигнала «Запись» производится запись двоичного кода с ШД в ОЗУ по адресу В0.

Для ПЗУ и ОЗУ в качестве сигнала «Чтение» используется сигнал MEMR, а сигнала «Запись» – MEMW.

Схема подключения ПВВ и таймера соответствует схеме подключения ОЗУ (рис. 4.11).

Необходимо учитывать, что для обращения к ПВВ и таймерам используется только младшая половина адреса, передаваемая в командах IN, OUT (за исключением разрядов А0, А1, используемых для внутренней адресации ИМС). Поэтому для выбора активного устройства (построения дешифратора) используются только разряды А7, А6, А5, А4, А3, А2 шины адреса. Для чтения используется сигнал IOR, а для записи – IOW.

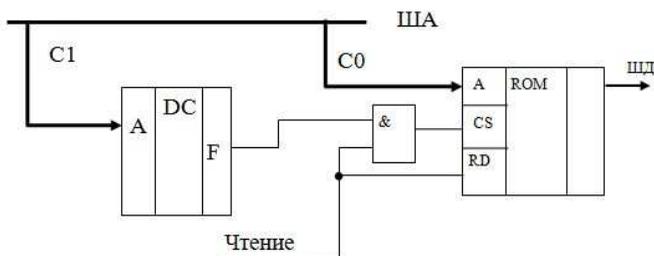


Рис. 4.10. Схема включения ПЗУ

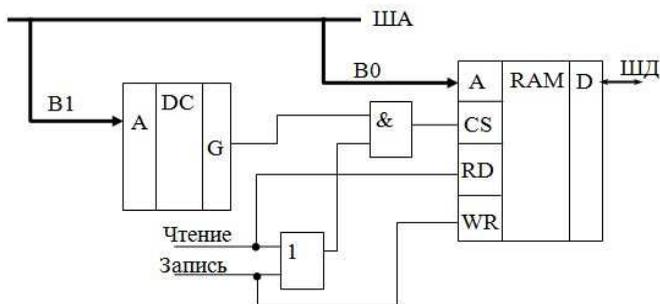


Рис. 4.11. Схема включения ОЗУ

4.8. ПРОГРАММНАЯ РЕАЛИЗАЦИЯ ТИПОВЫХ ФУНКЦИЙ УПРАВЛЕНИЯ

В данном пункте рассматриваются некоторые способы программной реализации типовых функций управления применительно к однокристальному 8-разрядному микропроцессору K580BM80 и микроконтроллеру K1816BE48.

Опрос двоичного датчика

На рисунке 4.12 показана схема подключения контакта двоичного датчика к выводу PB5 порта В БИС 580BB55, а на рис. 4.13 – блок-схема подпрограммы опроса состояния двоичного датчика. Если переключатель в верхнем положении, то на входе PB5 присутствует сигнал 1, если в нижнем, то $PB5 = 0$.

Необходимо в некоторой части управляющей программы микроконтроллера опросить значение сигнала на входе PB5 порта Bc адресом $01_{(16)}$ и в зависимости от его значения либо повторить опрос (если $PB5 = 0$) или продолжить выполнение программы ($PB5 = 1$).

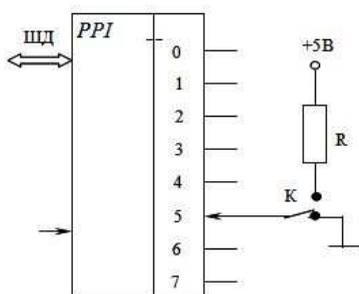


Рис. 4.12. Схема подключения контакта

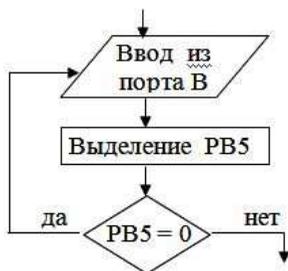


Рис. 4.13. Блок-схема подпрограммы опроса

Подпрограмма проведена в табл. 4.12 (для примера начальный адрес подпрограммы $1000_{(16)}$).

Таблица 4.12

Адрес	Мнемоника	Код	Примечание
1000	IN	DB	Ввод байта в РОН А из порта В с адресом $01_{(16)}$
1001	адрес	01	
1002	ANI	E6	Поразрядное логическое умножение РОН А и двоичного числа $00100000_{(2)}$
1003	байт	20	
1004	JZ	CA	Команда условного перехода на адрес $1000_{(16)}$, если результат выполнения предыдущей команды равен нулю
1005	Адрес (младший байт)	00	
1006	Адрес (старший байт)	10	

Введённое из порта В число поразрядно умножается на двоичное число $00100000_{(2)}$, в котором только в пятом разряде записана единица. В результате умножения получится новое число, которое будет равно $0_{(10)}$, если во введённом из порта числе $PB5 = 0$; и будет не равно $0_{(10)}$, если во введённом из порта числе $PB5 = 1$.

Команда условного перехода «ноль» возвратит программу на адрес $1000_{(16)}$, если в результате умножения получится число, которое будет равно $0_{(10)}$, т.е. $PB5 = 0$. Если результат умножения не равен нулю, то будет выполняться следующая команда, записанная по адресу $1007_{(16)}$.

Формирование управляющего сигнала

На рисунке 4.14 показана схема подключения контроллера к некоторому исполнительному механизму объекта управления через порт вывода информации. Программа формирования такого управляющего воздействия чрезвычайно проста и состоит всего из двух команд (табл. 4.13).



Рис. 4.14. Схема подключения исполнительного устройства

Таблица 4.13

Адрес	Мнемоника	Код	Действия
1010	MVI A	3E	Загрузить в РОН А код 0000.0010
1011	байт	02	
1012	OUT	D3	Выдать байт $02_{(16)}$ в порт С с адресом $02_{(16)}$
1013	адрес	02	
1014	MVI A	3E	Обнулить РОН А
1015	байт	00	
1016	OUT	D3	Выдать байт из РОН А в порт С
1017	адрес	02	

Аналогичным образом через один порт можно управлять восемью исполнительными механизмами.

Формирование временной задержки

Для программной реализации временной задержки в один из РОН (например, В) загружается число XZ, которое с каждым циклом уменьшается на 1. Так продолжается до тех пор, пока содержимое РОН не станет равным нулю, что интерпретируется программой как момент выхода из программного цикла. Время задержки при этом определяется числом, загруженным в РОН, и временем выполнения команд, образующих цикл. Блок-схема программной реализации временной задержки представлена на рис. 4.15, а подпрограмма – в табл. 4.14.

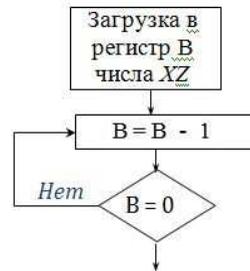


Рис. 4.15. Алгоритм программной реализации временной задержки

Предположим, что в программе, управляющей работой контроллера, микропроцессор которого работает с тактовой частотой 2 МГц (период составляет 0,5 мкс), необходимо реализовать временную задержку.

Таблица 4.14

Адрес	Мнемоника	Код	Примечание
2020	MVI B	06	Загрузка в регистр В числа $XZ=24_{(16)}$
2021	XZ	24	
2022	DCRB	05	Уменьшение на 1 содержимого РОН В Возврат на адрес 2022 $_{(16)}$, если число в РОН В не равно 0
2023	JNZ	C2	
2024	Адрес (младший байт)	22	
2025	Адрес (старший байт)	20	

Для получения требуемой временной задержки необходимо определить значение числа XZ , загружаемого в рабочий регистр В. Определение числа XZ выполняется на основе расчёта времени выполнения команд, образующих данную подпрограмму. При этом необходимо учитывать, что команды MVI, RET выполняются однократно, а число повторений DCR и JNZ равно числу XZ , загружаемому в регистр В.

$$\text{Отсюда получаем, что } XZ = \frac{T_{\text{зад}} - T_{MVI}}{T_{DCR} + T_{JNZ}}.$$

В описании системы команд МП К580ВМ80 указывается, за сколько тактов основной частоты синхронизации исполняются команды микропроцессора (табл. 4.15).

Таблица 4.15

Команда	Число тактов	Время выполнения команды, мкс
MVI	7	3,5
LXI, JNZ, OUT	10	5,0
DCR	5	2,5

Таким образом, дискретность программной реализации временной задержки составляет 7,5 мкс.

Для изменения дискретности программной реализации временной задержки возможно введение внутрь цикла дополнительных операций, не влияющих на ход программы (табл. 4.16).

Таблица 4.16

Команда	Число тактов	Примечание
NOP	4	Холостая операция
MOV A, A	5	Пересылка из РОН А в РОН А
XTHL	36	Двухкратный обмен вершины стека с РОН HL
XTHL		
PUSHB	21	Запись в стек с последующим считыванием
POP B		

Временная задержка большой длительности

Во многих случаях применения МК требуется сформировать длительные временные задержки. Сделать это при относительной высокой частоте синхронизации МП, равной 2 МГц, с использованием описанного

выше метода, не представляется возможным, так как максимальной ёмкости регистровой пары ($FFFF$) не хватит для того, чтобы представить число X , достаточное для формирования задержки, равной, например, одной секунде. Сформировать столь большую для МП задержку можно с использованием метода вложенных циклов (табл. 4.17). Время задержки такой программы равно $T = 10 + (10Y_{(10)} + 20)X_{(10)}10$ мкс.

Таблица 4.17

Адрес	Мнемоника	Примечание
1100	LXIB	Начальная установка счётчика внешних циклов в состояние $X_{(10)}$ или $X1X0_{(16)}$
1101	X0	
1102	X1	
1103	MOV A, A	
1104	MOV A, A	
1105	LXID	Начальная установка счётчика внутренних циклов в состояние $Y_{(10)}$ или $Y1Y0_{(16)}$
1106	Y0	
1107	Y1	
1108	MOV A, A	Точная подгонка времени внутреннего цикла
1109	DCX D	Декремент счётчика внутренних циклов
110A	INZ	Возврат во внутренний цикл, если $D \neq 0$
110B	08	
110C	11	
110D	DCX B	Декремент счётчика внешних циклов
110E	JNZ	Возврат во внешний цикл, если $B \neq 0$
110F	05	
1110	11	

4.9. СИСТЕМА КОМАНД МИКРОПРОЦЕССОРА

Приведённые команды используются во всех современных микропроцессорах и микроконтроллерах.

Непосредственная пересылка данных

Команда **MVIr**, *байт данных*

По данной команде в РОНг загружаются данные, находящиеся во втором байте команды. При выполнении команды **MVI A** данные загру-

жаются в регистр А (аккумулятор). С помощью команды MVI В производится загрузка данных в регистр В. Команда имеет два байта и выполняется за два микроцикла.

В таблице 4.18 приведён пример записи в регистр А числа 89₍₁₆₎.

Математические операции			Поразрядные логические операции	
Команда	Операция		Команда	Операция
ADD r	A=A+POH		ANA r	A=A*POH
SUB r	A=A-POH		XRA r	A=A ⊕ POH
INR r	POH=POH + 1		ORA r	A=A∨POH
DCR r	POH=POH - 1		CMP r	A - r
ADI D8	A=A + данные		ANI D8	A=A*D8
SUI D8	A=A - данные		XRI D8	A=A ⊕ D8
			ORI D8	A=A+D8
			CMI D8	A - D8

Команды выделенные жирным курсивом могут использоваться для операций с ЗУ (в команде вместо *r* ставится *M*, адрес ЗУ записывается в POH HL)

Пересылка данных			Команды перехода	
Источник	Приемник	Команда	Команда	Переход
POH	ЗУ	MOV M, r	Jump адр	на указанный адрес
ЗУ	POH	MOV r, M	Src адр	на указанный адрес к подпрограмме
POH 1	POH 2	MOV r2, r1	Rjump	к основной программе из подпрограммы
Данные	ЗУ	MVI M, D8		
Данные	POH	MVI r, D8		
Данные	пара POH	LXI rp, D16		

Вместо слова *jump* ставится его буквенное обозначение - NZ, Z, NC, C, PO, PE, P, M.

Ввод - вывод данных		Сдвиг данных	
Команда	Действие	Команда	Действие
IN адр	Байт данных из порта с указанным адресом в POH A	RLC	Циклический сдвиг данных POH A в сторону старших разрядов
OUT адр	Байт данных из POH A в порт с указанным адресом	RRC	Циклический сдвиг данных POH A в сторону младших разрядов

r - POH A, B, C, D, E, H, L; *rp* - пара POH BC, DE, HL; *M* - ЗУ; *D8* - байт данных; *D16* - два байта данных

Рис. 4.16. Система команд микропроцессора 580BM80

Таблица 4.18

Мнемоника	16-ричный код
MVI A	3E
байт	89

Команда **LXI rp, 2 байта**

Команда аналогична команде *MVI r, байт данных* только под **rp** подразумевается пара регистров общего назначения. При этом пара регистров BC обозначается как B, DE – как D, HL – как H. Команда содержит три байта (байт кода операции и два байта данных).

В таблице 4.19 приведён пример записи в пару регистров HL числа $8011_{(16)}$.

Таблица 4.19

Мнемоника	16-ричный код
LXI H	21
Младший байт данных	11
Старший байт данных	80

Второй байт данных (80) пересылается в первый регистр пары регистров (H), первый байт данных (11) пересылается во второй регистр пары регистров (L). В результате, в пару регистров HL пересылается число $8011_{(16)}$.

Если выполнить эту команду, а затем команду *MVI M, байт данных*, то байт данных пересылается в ячейки ОЗУ с адресом, записанным в паре регистров HL $8011_{(16)}$.

Загрузка аккумулятора прямая

Команда **LDA, адрес**. Действие $M \rightarrow A$.

При выполнении команды в регистр A считываются данные из ячеек ЗУ по указанному адресу. В таблице 4.20 приведён пример считывания данных, находящихся в ЗУ по адресу $1COF_{(16)}$. Это 3-байтовая команда, выполнение которой занимает четыре микроцикла.

Таблица 4.20

Мнемоника	16-ричный код
LDA	3A
Младший байт адреса	0F
Старший байт адреса	1C

Обратная по направлению пересылки команда ($A \rightarrow M$) приведена в табл. 4.21.

Таблица 4.21

Мнемоника	16-ричный код
STA	32
Младший байт адреса	0F
Старший байт адреса	1C

Данные, находящиеся в регистре А, переписываются в область памяти с адресом $1COF_{(16)}$. Это 3-байтовая команда, выполнение которой занимает четыре микроцикла.

Загрузка аккумулятора косвенная

Команда **LDAX rp**. Действие $M(rp) \rightarrow A$.

По команде **POH A** считываются данные из ячеек ЗУ по адресу, указанному в паре регистров **rp**. Предварительно с помощью команды **LXI rp**, 2 байта необходимо записать адрес в выбранную пару регистров **rp**.

Пересылка из регистра в регистр

Команда **MOV r1, r2**. Действие $r2 \rightarrow r1$.

По команде **POH r1** загружается копия данных, содержащихся в **POH r2**. Содержимое регистра **r2** при этом не изменяется. Так, при выполнении **MOV B, A** копия данных, находящихся в регистре А, записывается в регистр В. Это 1-байтовая команда, реализуемая за два микроцикла.

Команды переходов, вызова подпрограмм и возвращения из подпрограмм

Команда **JMP адр** – безусловный переход на указанный адрес. В таблице 4.22 приведён пример команды, по которой программа перейдёт к адресу $1COF_{(16)}$.

Таблица 4.22

Мнемоника	16-ричный код
JMP	C3
Младший байт адреса	0F
Старший байт адреса	1C

Команда **J *признак адр*** – условный переход на указанный адрес. При записи мнемоники команды необходимо вместо слова признак указать одну или две буквы, обозначающие условие перехода: **NZ** – неравенство нулю, **Z** – равенство нулю, **NC** – отсутствие переноса, **C** – наличие переноса, **PO** – результат нечётный, **PE** – результат чётный, **P** – результат положительный, **M** – результат отрицательный.

В таблице 4.23 приведён пример команды, по которой программа перейдёт к адресу $1C0F_{(16)}$, при условии, что результатом выполнения предыдущей команды в РОН А будет ноль. Если в РОН А будет не ноль, то выполняется следующая команда.

Таблица 4.23

Мнемоника	16-ричный код
JZ	CA
Младший байт адреса	0F
Старший байт адреса	1C

Команда **CALL *адр*** – безусловный вызов подпрограммы, расположенной по указанному адресу.

Команда **C признак *адр*** – условный вызов подпрограммы, расположенной по указанному адресу. При записи мнемоники команды необходимо вместо слова *признак* указать одну или две буквы, обозначающие условие перехода.

Команда **RET** – безусловный возврат из подпрограммы в основную программу на адрес, с которого произошёл вызов подпрограммы. Вычисление адреса производится автоматически, поэтому в команде он не указывается.

Команда **R признак** – условный возврат из подпрограммы в основную программу. При записи мнемоники команды необходимо вместо слова *признак* указать одну или две буквы, обозначающие условие перехода.

Ввод–вывод данных

Команда **IN *адр*** используется для ввода в РОН А байта данных из внешнего устройства с адресом, указанным в команде. В команде используется только младший байт адреса. Команда **OUT *адр*** используется для вывода байта данных из РОН А во внешнее устройство с адресом, указанным в команде.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Рассмотренные в учебном пособии образцы современной технической базы медицинских приборов и структурные схемы наиболее распространённых медицинских аппаратов с микропроцессорным управлением, а также изложенный в пособии теоретический материал по основам работы и проектирования измерительной микропроцессорной системы, системы индикации и больших интегральных схем, по мнению авторов, помогут студентам старших курсов специальностей «Биомедицинская техника», «Биотехнические и медицинские аппараты и системы», «Инженерное дело в медико-биологической практике», «Биотехнические системы и технологии» получить дополнительную информацию, необходимую для успешного решения широкого круга задач при разработке и проектированию микропроцессорных систем, в частности, медицинской диагностической, терапевтической и лабораторной техники.

В заключение следует подчеркнуть, что разработка современной медицинской аппаратуры на основе микропроцессорных систем является актуальной и социально значимой задачей современного приборостроения.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. www.ti.com
2. Тартаковский, Д.Ф. Метрология, стандартизация и технические средства измерений / Д.Ф. Тартаковский, А.С. Ястребов. – М. : Высшая школа, 2002. – 206 с.
3. Пухальский, Г.И. Проектирование микропроцессорных устройств : учебное пособие для вузов / Г.И. Пухальский. – СПб. : Политехника, 2001. – 588 с.
4. Фомичев, А.В. Цифровые интегральные микросхемы. Справочное пособие по информационно-технологическому обеспечению проектирования радиоэлектронных систем / А.В. Фомичев, В.М. Строев, А.Н. Ветров. – М. : Машиностроение, 1999. – 123 с.
5. Ветров, А.Н. Микросхемы ТТЛ, ТТЛШ и их применение / А.Н. Ветров, Фомичев А.В., Строев В.М. – Тамбов : Тамбовское ВВАИУ, 1996. – 98 с.
6. Технология производства радиоэлектронной аппаратуры / С.В. Фролов и др. – Тамбов : Изд-во ГОУ ВПО ТГТУ, 2010. – 96 с.

СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	3
1. СИСТЕМНЫЕ БЛОК-СХЕМЫ МЕДИЦИНСКИХ УСТРОЙСТВ С МИКРОПРОЦЕССОРНЫМ УПРАВЛЕНИЕМ	6
1.1. Цифровой тонометр	6
1.2. Цифровой стетоскоп	8
1.3. Монитор пациента	8
1.4. Компьютерный томограф	14
1.5. Портативный анализатор газов крови	19
1.6. Автоматизированные внешние дефибрилляторы	23
1.7. Прибор СРАР постоянного положительного давления в дыхательных путях	26
1.8. Оборудование для диализа или «искусственная почка»	29
1.9. Портативный медицинский измеритель	31
1.10. Пульсовая оксиметрия	34
1.11. Телемедицина	38
1.12. Ультразвуковые системы	46
1.13. Аппарат искусственной вентиляции лёгких	49
2. ПРОЕКТИРОВАНИЕ СИСТЕМЫ СУТОЧНОГО МОНИТОРИНГА ЭКГ	51
2.1. Требования к суточному мониторингу ЭКГ	51
2.2. Возможности комплекса суточного мониторинга ЭКГ	52
2.3. Выбор схемного решения аналоговой части суточного мо- ниторирования ЭКГ	55
3. ПРОЕКТИРОВАНИЕ МИКРОПРОЦЕССОРНОГО ИЗМЕРИ- ТЕЛЯ НА ОСНОВЕ ДАТЧИКА С ШИМ-ВЫХОДОМ	61
3.1. Типовая структурная схема одноканального измерителя на основе микроконтроллера	61
3.2. Разработка структурной схемы измерителя на основе схе- мы цифрового прототипа	62
3.3. Разработка алгоритма работы микроконтроллера	63
3.4. Разработка функциональной схемы измерителя	64
3.5. Разработка принципиальной схемы микроконтроллера	65
4. ОСНОВЫ ПРОЕКТИРОВАНИЯ МИКРОПРОЦЕССОРНЫХ ИЗМЕРИТЕЛЕЙ	68
4.1. Система индикации	68
4.2. Микропроцессорная система	72

4.3. Распределение адресного пространства микроконтроллера	73
4.4. Типовой алгоритм работы микроконтроллера	75
4.5. Программируемый интервальный таймер (РП)	76
4.6. Порт ввода–вывода (ПВВ)	79
4.7. Схема управления микроконтроллера	81
4.8. Программная реализация типовых функций управления ...	83
4.9. Система команд микропроцессора	87
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	92
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ	93

Учебное издание

СТРОЕВ Владимир Михайлович,
КУЛИКОВ Андрей Юрьевич,
ФРОЛОВ Сергей Владимирович

**ПРОЕКТИРОВАНИЕ ИЗМЕРИТЕЛЬНЫХ
МЕДИЦИНСКИХ ПРИБОРОВ
С МИКРОПРОЦЕССОРНЫМ
УПРАВЛЕНИЕМ**

Учебное пособие

Редактор И.В. Калистратова
Инженер по компьютерному макетированию М.А. Филатова

Подписано в печать 24.09.2012
Формат 60 × 84/16. 5,58 усл. печ. л. Тираж 100 экз. Заказ № 504

Издательско-полиграфический центр ФГБОУ ВПО «ТГТУ»
392000, г. Тамбов, ул. Советская, д. 106, к. 14

