

Проектирование многофункциональных диагностических приборов на базе аналоговых интерфейсов AFE

Аннотация

Рассматриваются вопросы использования аналоговых интерфейсов типа AFE при проектировании медицинской диагностической техники, в том числе многофункциональных приборов.

Достижения в области современной микроэлектроники привели к созданию широкой номенклатуры микросхем, являющихся интерфейсами между датчиками и цифровыми средствами обработки данных. В зарубежной литературе микросхемы такого типа обозначают термином *Analog Front End* (AFE).

Характерной чертой микросхем AFE является то, что по своим входам они напрямую подключаются к сенсорам (датчикам), например к электрокардиографическим электродам, а цифровые выходы ориентированы на прямое подключение ко входам цифровых средств, например по стандартному протоколу SPI [1].

Типовая обобщенная структура микросхем типа AFE представлена на *рис. 1*.

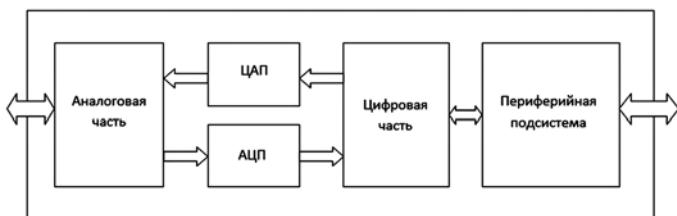


Рис. 1. Обобщенная структура устройств типа AFE

Конкретные структуры и функции AFE определяются решаемой ими задачей: например, AFE, ориентированные на регистрацию ЭКГ в аналоговой части содержат коммутаторы, усилители с программируемым коэффициентом усиления, фильтры, драйверы обработки связи на биообъект и экран и т. д. Как правило, при проектировании аналоговой части используют те же схемы, что и в «классическом» аналоговом исполнении. После достаточно качественного аналого-цифрового преобразования (АЦП) дальнейшую предварительную обработку производит цифровая часть, в состав которой могут входить как классические микропроцессоры (CPU), так и сигнальные (DSP) процессоры, которые решают задачи подавления синфазной помехи, вычисления отведений, фильтрации и т. д. Периферийная подсистема обеспечивает реализацию стандартных протоколов (чаще всего SPI). Через периферийную систему AFE подключается к другим вычислительным средствам или средствам передачи данных (например, Bluetooth), осуществляется настройка параметров AFE. Для воздействия на биообъект или формирования тестовых сигналов (например, при измерении надежности контактов электродов с биообъектом; при измерении импеданса и пр.) в схему включают цифро-аналоговые преобразователи (ЦАП), иногда с аналоговыми фильтрами низких частот.

По ряду микросхем AFE достигается 95%-я экономия площади печатных плат и энергопотребления, значительно снижается стоимость изделий. Это позволяет утверждать, что использование AFE-микросхем значительно повышает конкурентоспособность проектируемых изделий.

Для медицинских целей разработаны и выпускаются микросхемы AFE для электрокардиографических и энцефалографических исследований, для измерения импеданса биообъектов, измерения кислотности в полостях организма, для ультразвуковой и рентгеновской томографии и т. д.

Рассмотрим краткие характеристики наиболее популярных медицинских AFE-микросхем и некоторые типовые технические решения на их основе.

Специально для электрокардиографии фирма «Analog

Devices» разработала специализированную микросхему ADAS 1000, обеспечивающую регистрацию электрокардиосигнала по пяти каналам непосредственно с электродов. Микросхема имеет развитую систему управления, позволяющую конфигурировать интерфейс в зависимости от медико-технических требований [1].

Входные сигналы могут конфигурироваться внутренним мультиплексором в различные системы отведений (одна микросхема может сформировать до восьми стандартных отведений). Каждый из каналов имеет собственные усилители, фильтры и аналого-цифровые преобразователи. Предусмотрены дифференциальное подавление синфазных помех, а также дополнительные схемы подавления помех через обратную связь на экран и правую ногу.

Выходной сигнал – последовательный цифровой код стандарта SPI.

В ADAS 1000 предусмотрен механизм контроля качества прикрепления электродов на постоянном и переменном токах и дополнительный канал контроля дыхания через дополнительные электроды или совмещая съем ЭКГ и сигнала дыхания с грудных электродов.

Контроль дыхания осуществляется методом импедансометрии, для чего ADAS 1000 имеет встроенный генератор и цифро-аналоговый преобразователь (ЦАП). Дополнительный ЦАП используется для контроля качества прикрепления электродов. Наличие генератора и ЦАП позволяет использовать ADAS 1000 не только по прямому назначению, но и для измерения импеданса биообъектов и для реоэнцефалографии (РЭГ), добавив усилитель для токовых электродов. Таким образом, эта микросхема может одновременно регистрировать ЭКГ и РЭГ. Вариант структурной схемы прибора контроля РЭГ и ЭКГ на основе аналогового интерфейса ADAS 1000 показан на *рис. 2*.

Токовые электроды реографа ТЭ1 и ТЭ2 подключаются к ЦАП ADAS 1000 через усилитель тока УТ, а измерительные электроды (ИЭ) коммутируются с каналами дыхания. В качестве вычислительного узла в примере, представленном на *рис. 2*, использован прикладной процессор серии OMAP LIX, характеризующийся эффективным управлением памятью, развитой периферией, мощным процессором и малой потребляемой мощностью. Малая потребляемая мощность всех элементов схемы позволяет питать их от аккумуляторной батареи. Стандартные интерфейсы OMAP LIX (SPI, GPIO, EMIFA, UART, LCD, USB2.0) позволяют без специальных согласующих модулей подключать клавиатуру, твердотельную память (Flash), модуль радиосвязи Bluetooth, жидкокристаллический индикатор (ЖКИ).

При подключении к персональному компьютеру необходимо использовать цифровую гальваническую развязку, например ADUM 4160. Наличие цифрового аудиопорта PWN позволяет реализовать звуковое сопровождение процессов измерений через фильтр низкой частоты (ФНЧ), усилитель (У) и динамик.

Микросхема ADS 1298 предназначена для регистрации ЭКГ и ЭЭГ по восьми каналам при входном приведенном шуме 4 мкВ. Микросхема ADS 1299 – 24-битный восьмиканальный регистратор ЭЭГ с уровнем шума, приведенным ко входу, 1 мкВ. Для двух- и трехканальных кардиомониторов выпускаются микросхемы ADS 1293 и ADS 1294.

Специально для биоимпедансных исследований промышленность выпускает несколько аналоговых интерфейсов типа AFE. К наиболее распространенным относятся AFE типов AD 5933 и AFE 4300.

Прецизионный конвертер импеданса AD 5933 обеспечивает измерение составляющих импеданса (включая биоимпедансные исследования) в широком диапазоне частот. Высокая точность измерений обеспечивается тем, что вычисления активной R и реактивной X составляющих импеданса Z осуществляется на различных частотах.

Аналоговый интерфейс AFE 4300 предназначен для измерения веса и сканирования импеданса всего тела человека с головы до ног. Импеданс тела человека используют для анализа телосложения (степень тучности, электропроводимость ткани, сала и мышечной ткани и т. д.) [2], [3].

Для фотоплетизмографии и пульсоксиметрии разработаны две микросхемы: AFE 4400 (для домашнего применения) и AFE 4490 (для клинического применения). Обе микросхемы имеют три вывода для подключения светодиодов и два вывода для подключения фотодиода. Выход – цифровой протокол SPI.

Для измерения параметров механических перемещений, включая ускорение, используют акселерометры. В AFE исполнении – 3D-акселерометры ADXL362, ADXL 350 и др. Для работы в цифровых рентгеновских аппаратах разработана микросхема ADAS 1256 – аналоговый 256-канальный 16-разрядный интерфейс.

Микросхемы AD 9278 и AD 9279 – восьмиканальные приемники сигналов ультразвуковых частот; AD 5791 – прецизионный 20-битный ЦАП для систем магниторезонансной томографии; ADAS 1128 24-битный преобразователь тока в цифровой код для систем компьютерной томографии.

Специально для разработки многофункциональных систем, работающих с различными типами датчиков в медицине и экологии, фирма «Analog Devices» разработала прецизионные и энергоэффективные чипы (meten – on – a – chip) типа ADUCM

350. Основное назначение этого чипа – объединение различных устройств, следящих за состоянием здоровья, таких как медицинское диагностическое оборудование у постели больного, многофункциональные мониторы для оценки состояния здоровья и окружающей среды, домашние медицинские устройства, а также носимые индикаторы основных показателей состояния организма, браслеты для фитнеса и спорта.

Структура микросхемы ADUCM 350 представлена на рис. 3.

Подключение множества пассивных датчиков (электроды, емкостные датчики, тензодатчики, электрохимические датчики и т. д.) к инструментальному усилителю (ТИА) осуществляется через матрицу аналоговых коммутаторов (Switch Matrix). Микросхема реализует функцию автокалибровки датчиков. После ТИА аналоговый сигнал фильтруется фильтром низких частот (F) и через мультиплексор (MUX) поступает на 16-разрядный аналого-цифровой преобразователь (ADC), работающий с частотой дискретизации 160 кГц.

Для измерения импеданса пассивных датчиков и работы с емкостными датчиками в микросхеме имеется программно управляемый генератор (Waveform Generator), расположенный в блоке аппаратного акселератора формирования сигнала и фильтрации (Accelerators); цифровой код с этого генератора преобразуется в аналоговый сигнал и через фильтр нижних частот F, усилитель Amp и программируемую матрицу подается на биообъект или соответствующий датчик. Температурный режим микросхемы контролируется встроенным датчиком температуры (Tsensor). Данные с температурного датчика могут использоваться для оценки и коррекции погрешностей измерений. Для последующей обработки сигналов используется быстрое преобразование Фурье с аппаратной поддержкой (блок DFT). С целью улучшения соотношений сигнал/шум реализуются про-

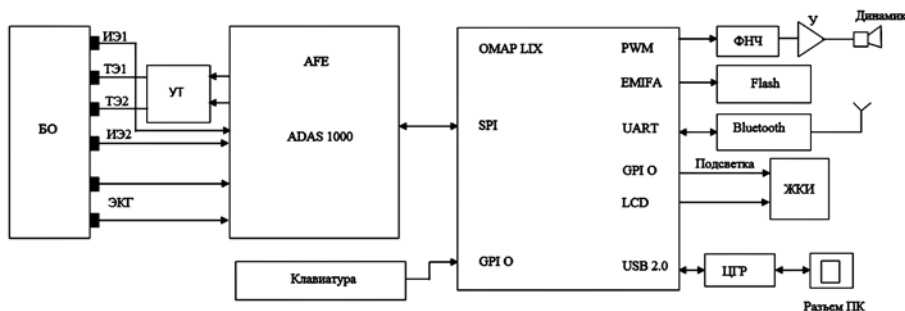


Рис. 2. Вариант схемы регистратора ЭКГ и РЭГ на AFE ADAS 1000

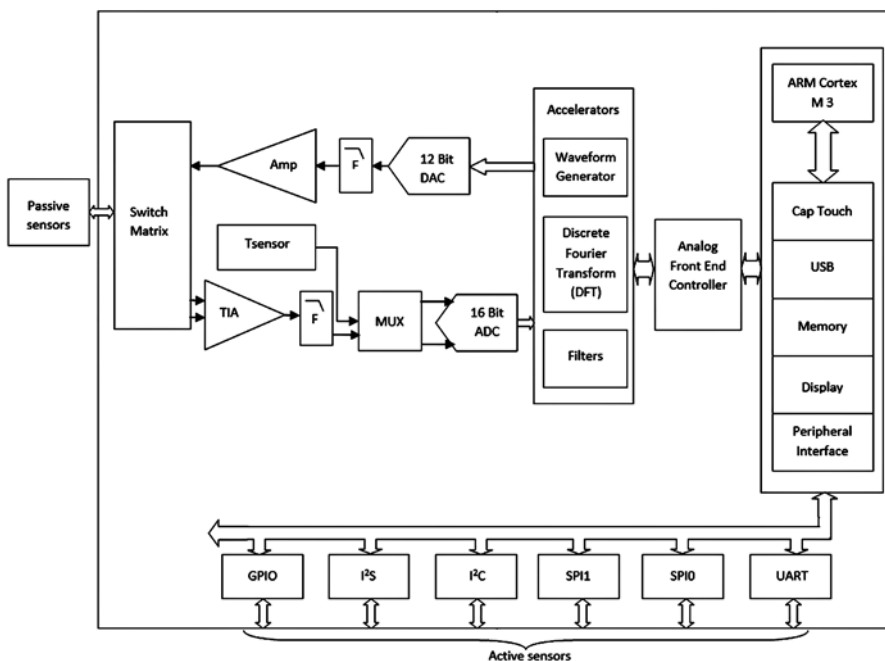


Рис. 3. Структура прецизионного чипа ADUCM 350

граммируемые цифровые фильтры (блок Filters). Работа аналого-цифровой части поддерживается контроллером AFE (Analog Front End Controller). Взаимодействие аналого-цифровой части AFE с другими блоками микросхемы ADUCM 350 и «внешним цифровым миром» обеспечивает процессор ARM Cortex – M3 (частота работы процессора – 16 МГц).

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

С внешними цифровыми устройствами и с активными датчиками (например, AFE-акселерометрами) микросхема ADUCM 350 «связывается» посредством периферийного интерфейса (Peripheral Interface), аппаратно поддерживая последовательные интерфейсы UART, SPI, I²C, I²S, а также побитно – программно-управляемый интерфейс GPIO. С помощью интерфейса GPIO пользователь может создавать как «свои» протоколы обмена, так и стандартные интерфейсы типа SPI, I²C и т. д.

Микросхема ADUCM 350 обеспечивает широкие возможности управления питанием и может питаться от одноэлементной дисковой батарейки.

Таким образом, микросхема ADUCM 350 является мощным микроминиатюрным техническим средством для создания медицинских и экологических многофункциональных приборов.

В качестве примера на рис. 4 показана структура полифункционального медицинского прибора с ADUCM 350.

Для измерения импеданса используется встроенный ЦАП, подающий зондирующий сигнал на биообъект. На сопротивлении R_0 снимается напряжение, пропорциональное величине импеданса, которое матричным аналоговым коммутатором (МАК) подключается ко входу инструментального усилителя. Этот же коммутатор подключает к инструментальному усилителю датчик давления тонометра. Компрессор тонометра управляется портом GPIO. Через интерфейс SPI0 и SPI1 ADUCM 350 подключается к пятиканальному кардиографу (ADAS 1000) и акселерометру (ADXL 360). Пульсоксиметр реализован на микросхеме AFE 4420. Эта микросхема по своему выходу поддерживает стандарт SPI, но при отсутствии третьего порта данного типа на его реализацию может быть запрограммирован побитно управляемый интерфейс GPIO. Назначение остальных блоков очевидно.

Несмотря на значительные вычислительные мощности, микросхемы AFE можно использовать для расчета простейших медицинских показателей. При решении «интеллектуальных» задач поддержки принятия врачебных решений AFE через блоки гальванической развязки следует подключать к ПЭВМ, оперирующим большими объемами данных и знаний, например используя технологию мягких вычислений [4], [5].

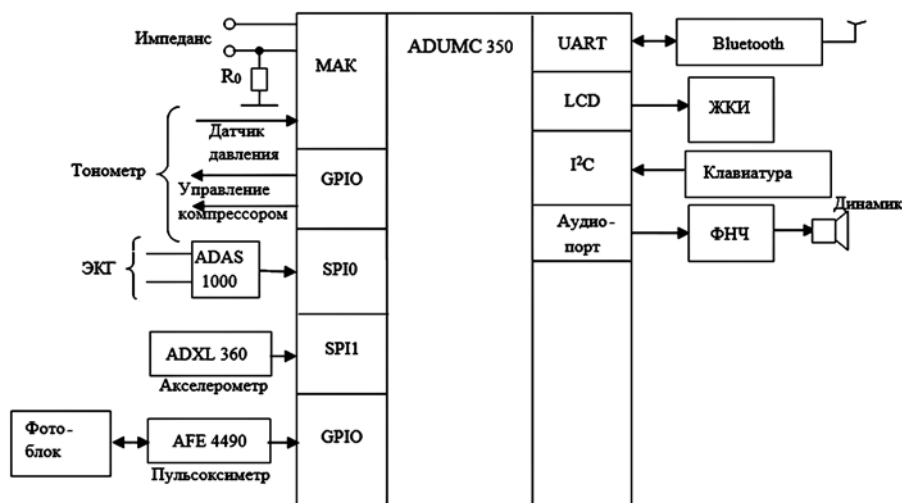


Рис. 4. Вариант структуры многофункционального медицинского прибора

Обобщая сказанное, следует отметить, что разработчики аналоговых интерфейсов AFE стараются «закрывать» большинство технических проблем, возникающих при проектировании «железа», смещая акценты на интеллектуальный труд, связанный с математическим и программным обеспечением и разработкой дружеских интерфейсов для врачей.

Список литературы:

1. Бредерс Й.Х. Интерфейсная микросхема ADAS 1000 – оптимальное решение для приборов ЭКГ // Электроника, наука, технология, бизнес. 2002. № 1. С. 70-75.
2. Филист С.А., Кузьмин А.А., Кузьмина М.Н. Биотехническая система для контроля импеданса биоматериалов в экспериментах in vivo // Биомедицинская радиоэлектроника. 2014. № 9. С. 38-42.
3. Филист С.А., Мохаммед А.А., Шаталова О.В. Моделирование импеданса биоматериалов в среде MATLAB // Известия Юго-Западного государственного университета. Серия «Управление, вычислительная техника, информатика. Медицинское приборостроение». 2013. № 4. С. 73-78.
4. Корневский Н.А. Использование нечеткой логики принятия решений для медицинских экспертных систем // Медицинская техника. 2015. № 1 (289). С. 33-35.
5. Корневский Н.А., Крупчатников Р.А. Информационно-интеллектуальные системы для врачей рефлексотерапевтов. Монография. – Старый Оскол: ТНТ, 2013. 424 с.

Николай Алексеевич Корневский,
д-р техн. наук, профессор,
зав. кафедрой биомедицинской инженерии,
Наталья Анатольевна Милостная,
канд. техн. наук, доцент, начальник управления подготовки
и аттестации кадров высшей квалификации,
Виктор Николаевич Николаев,
д-р техн. наук, профессор,
кафедра информационных систем и технологий,
Юго-Западный государственный университет, г. Курск,
Константин Валентинович Подмастерьев,
д-р техн. наук, профессор,
зав. кафедрой приборостроения, метрологии и сертификации,
Приокский государственный университет, г. Орел,
Валерий Элезарович Дрейзин,
д-р техн. наук, профессор,
кафедра вычислительной техники,
Юго-Западный государственный университет, г. Курск,
Владимир Тарасович Еременко,
д-р техн. наук, профессор,
зав. кафедрой электроники, вычислительной
техники и информационной безопасности,
Александр Васильевич Коськин, д-р техн. наук, профессор,
кафедра информационных систем,
Виктор Иванович Коробко, д-р техн. наук, профессор,
кафедра строительных конструкций и материалов,
Приокский государственный университет, г. Орел,
e-mail: kstu-bmi@yandex.ru