

СРАВНИТЕЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ НОВЫХ РЕШЕНИЙ ВХОДНЫХ КАСКАДОВ ЭЛЕКТРОФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ МОНИТОРОВ

Е.С. Синютин

В статье рассматриваются параметры, критичные для суточных электрофизиологических мониторов. Показана классическая схема входного каскада аналоговой части электрофизиологического монитора. Рассмотрены новые интегральные аналоговые микросхемы, решающие задачи первичной аналоговой обработки сигнала, выделения полосы сигнала и последующей оцифровки. Приведены публикуемые производителями данные по микросхемам и результаты расчетов площади печатной платы для одного канала электрокардиосигнала.

Ключевые слова: электрофизиологический монитор, ЭКГ, аналоговые интегральные компоненты, помехи, измерительный канал.

В связи с преобладанием сердечнососудистых патологий, и также с тем, что эти патологии чаще всего имеют длительное развитие с быстрым, часто летальным исходом, врачам-специалистам требуется достаточно частый контроль состояния таких пациентов. Это связано с некоторыми неудобствами, так, например, слишком частое посещение стационаров или постоянное прохождение амбулаторных обследований приучает человека к мысли, что он постоянно болен. У многих пациентов с сердечнососудистыми патологиями может наблюдаться ухудшение состояния по их ощущениям, что никак не отражается в реальных результатах обследований - наличие психосоматические проявления.

Кроме того, обследование и наблюдение в стационаре часто дает неполные данные, так как человека выхватывают из его привычной жизни, лишая нормальных для него повседневных нагрузок, что приводит к неважным результатам обследования.

На сегодняшний день стандартный холтеровский монитора — это малогабаритное устройство с батарейным питанием (чаще всего на сменных батареях типоразмера AA или AAA), имеющее твердотельную память для хранения регистрируемого сигнала – либо встроенную, либо съемную (SD-карта), возможно, с небольшим экраном для контроля статуса прибора и правильности наложения электродов. Почти в каждом мониторе имеется кнопка для установки пациентом маркеров (прием пищи, сон, нагрузка и т. п.). Включение дополнительных функций в такой тип монитора приводит к увеличению энергопотребления, габаритов, количества проводов и резкому снижению эргономики устройства. То есть, даже если какие-то дополни-

тельные функции прибора не используются - его эргономика все равно меняется. Логичнее было бы использовать принцип наращивания компонентов системы по мере необходимости их применения.

Требуется найти некий компромисс между временем, проводимым пациентом в стационаре, и полнотой данных, получаемых наблюдающим врачом. Необходимо разработать прибор-регистратор электрокардиосигнала (ЭКС) иного типа, чем стандартные холтеровские мониторы. Рассмотрим основные параметры, критичные для данного типа устройств:

Стоимость прибора.

Холтеровские мониторы имеют достаточно высокую стоимость — блоки-регистраторы обходятся стационарам в 30-50 тыс. рублей при условии, что используется продукция отечественных производителей. Неудивительно, что и пациенты, и администрация стационара неохотно идут на холтеровские обследования вне стен стационара — слишком велик риск испортить дорогостоящее оборудование. Очевидно, что разрабатываемое устройство должно быть настолько дешевым, чтобы пациенты могли покупать его сами. Для этого он должен стоить не дороже сотового телефона средней ценовой категории.

Эргономичность

Основной проблемой при использовании холтеровских мониторов является длительное использование одноразовых электродов. Клеящий состав электрода хотя и является безопасным для кожи и не имеет токсичных компонентов, зачастую вызывает аллергические реакции, вплоть до появления открытых ран. Разумеется это все также не прибавляет

СРАВНИТЕЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ НОВЫХ РЕШЕНИЙ ВХОДНЫХ КАСКАДОВ ЭЛЕКТРОФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ МОНИТОРОВ

холтеровскому обследованию популярности среди пациентов. Для разрабатываемого устройства необходимо разработать новые типы электродов, не оказывающих негативно-го воздействия при длительном использовании.

Энергопотребление

При использовании холтеровских мониторов в стационарах часто применяется принцип - «один комплект батарей на одно обследование», несмотря на то, что многие мониторы способны проделать два и более суточных обследований на одном комплекте батарей. Персонал не хочет рисковать суточным обследованием, так как не всегда есть уверенность в том, что применяемые батареи достаточно качественные и обеспечивают полную отдачу при работе. Применение автором встроенных литий-ионных аккумуляторов не дало ожидаемого результата (персонал по-прежнему предпочитал аппараты на съемных батареях), так как зарядка такого аккумулятора длилась примерно 1-1,5 часа, тогда как схема работы отделений с холтеровскими мониторами примерно следующая: с пациента, прошедшего суточное обследование, снимается монитор, заряжается свежий комплект батарей, а в это время своей очереди ждет другой пациент. То есть, временной зазор составляет примерно 15-20 мин. Для того, чтобы встроенный аккумулятор мог восполнять заряд за такое короткое время, необходимо существенно понижать энергопотребление устройства в целом, используя специальные режимы микроконтроллера и аналоговой подсистемы устройства. Также может помочь применение систем быстрой зарядки аккумулятора [5]. То есть, пока считывается запись с SD-карты и производится оформление нового пациента, монитор подключается к специальному разъему и включается режим быстрого заряда.

При сертификации холтеровского монитора любые разъемы питания потребуют наличия гальванической развязки. Этот параметр значительно усложнит блок питания для подзарядки монитора и, соответственно, увеличит его стоимость. Для создания безопасной и относительно дешевой системы подзарядки можно применить бесконтактный заряд аккумулятора. Такие системы в настоящее время применяются для аккумуляторов малой емкости (электрические зубные щетки), тогда как для более мощных устройств (MP3 плееры, сотовые телефоны) используются традиционные проводные зарядные устройства. Однако, фирма Texas Instruments значительно расширила номенклатуру мик-

росхем для индуктивной передачи мощности, что позволяет разработать систему заряда более емких аккумуляторных батарей и сделать зарядное устройство интеллектуальным, как это реализуется в устройствах по технологии eCoupled [1].

Низкие уровни шумов и артефактов

Длительный съем ЭКС означает, что вероятность возникновения артефактов и наводок возрастает. Так, например, при съеме ЭКС в стационаре в течение нескольких минут пациента просят не двигаться, чтобы не создавать дополнительных артефактов движения. В условиях длительного съема это невозможно. Более того, для анализа наибольший интерес представляет реакция сердечнососудистой системы на нормальную активность человека. Соответственно, артефакты движения обязательно проявятся.

Кроме артефактов существуют еще и дополнительные электромагнитные и радиочастотные наводки на сигнал. Сетевая помеха достаточно хорошо фильтруется, кроме того ее действие значительно снижено из-за батарейного питания устройства. Радиочастотные помехи могут иметь различную природу: от радиостанций, применяемых в такси, до сотовых телефонов. Разумеется, предугадать все возможные наводки нельзя, но можно дополнительно защитить входные цепи устройства.

Входные цепи канала ЭКС имеют очень большое значение для качественного съема сигнала. Важно готовить сигнал к фильтрации, усилению и оцифровке с самого начала, не полагаясь на последующую аналоговую или цифровую обработку. На начальном этапе размах сигнала ЭКС составляет единицы милливольт, а значимые компоненты QRS имеют столь малый размах, что их легко потерять в шумах или артефактах.

На рисунке 1 приведена классическая схема входной части измерительного канала для ЭКС. Конденсаторы, включенные параллельно с каждым отведением, служат для выравнивания емкости кабеля отведений и фактически создают п-образный фильтр, так как кабель сам обладает сопротивлением и индуктивностью. Колебания емкости электродов могут происходить по разным причинам, чаще всего это артефакты движения, либо эффекты сжатия проводов, некоторые виды кабелей изначально подвержены параметрическим наводкам — например, при использовании медного кабеля эффект разброса емкостей практически отсутствует, а при использовании посеребренного кабеля, обвитого вокруг диэлектрика, эффект более выра-

РАЗДЕЛ 3. КОМПОНЕНТЫ ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНЫХ И УПРАВЛЯЮЩИХ СИСТЕМ

жен. Это происходит из-за более высокого значения индуктивности у витого посеребренного проводника, чем у жгута медных проводников.

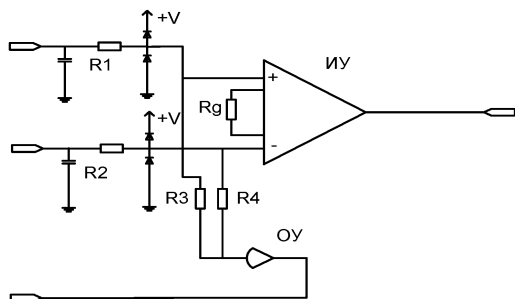


Рисунок 1 - Классическая схема входной части измерительного канала ЭКС

Номиналы конденсаторов, для данного фильтра следует выбирать с учетом сопротивления тела человека, обычно принимаемого равным $10^4 \dots 10^6$ Ом. Частоту среза фильтра выбирают такой, чтобы исключить искажение полосы полезного сигнала, но при этом иметь надежную защиту от радиочастотных наводок, начинающихся со 100 МГц. Например, для полосы сигнала 500 Гц, безопасной границей будет частота, по крайней мере, в 8 раз выше — 4 кГц.

$$C_{\phi} = \frac{1}{2 * \pi * R * f} = \frac{1}{2 * 3.14 * 10^6 * 4 * 10^3} = 25.12 \text{ нФ} \quad (1)$$

В выражении (1) произведен расчет фильтрующей емкости для частоты среза фильтра 4 кГц. Реально можно устанавливать емкость номиналом 10-20 пФ, что обеспечивает частоты среза на уровне сотен килогерц.

В последние годы развитие суточных кардиомониторов развивалось в основном в цифровой части: наращивались дополнительные функции цифровой обработки сигнала, упаковка данных, интерфейс пользователя и т. д., в то время как аналоговая часть оставалась достаточно архаичной. При этом максимум внимания уделялось лишь применению новых малопотребляющих компонентов и усилению подавления синфазной помехи. Однако, за последний год две крупные фирмы Texas Instruments и Analog devices представили несколько новых компонентов в области «analog front end», это гибридные аналого-цифровые системы, разработанные специально для съема биофизиологических сигналов, таких как ЭКС, ЭЭГ, ЭМГ. Проведем сравнительный анализ параметров выпускаемых компонентов.

Фирма Analog Devices выпустила линейку продукции ADAS1000. Базовый компонент ADAS1000 осуществляет измерение сигналов ЭКГ по 5 каналам [2], детектирует отключение отведений и выдает кадры данных с программируемой частотой следования. Он также обладает возможностями измерения дыхательной активности и детектирования сигналов кардиостимулятора. Компонент имеет драйвер для правой ноги, и усилитель для формирования сигнала подавления помехи для экрана ЭКГ кабеля.

ADAS1000-2 осуществляет измерение сигналов ЭКГ, детектирует отключение отведений и выдает кадры данных с программируемой частотой следования. Данный компонент предназначен для работы в качестве ведомого устройства под управлением ADAS1000, расширяя количество обрабатываемых электродов и упрощая реализацию 12-электродных систем ЭКГ.

ADAS1000-3 и ADAS1000-4 осуществляют измерение сигналов ЭКГ по трем каналам и детектируют отключение отведений, выдавая кадры данных с программируемой частотой следования [3]. Данные компоненты наиболее приспособлены для построения входных цепей кардиомониторов. Полнофункциональный компонент ADAS1000-4 обладает возможностями измерения дыхательной активности и детектирования сигналов кардиостимулятора, а ADAS1000-3 поддерживает только измерение сигналов ЭКГ.

Дополнительные функции постобработки оцифрованных сигналов могут быть реализованы во внешнем цифровом сигнальном процессоре или микроконтроллере. Они обладают возможностью многоканального усреднения по каждому отведению, выбора источника опорного напряжения, быстрым восстановлением при перегрузке и поддержкой детектирования отключения отведений при помощи постоянного или переменного сигналов. Адаптируемая архитектура с масштабированием соотношения потребляемой мощности и шума позволяет сокращать уровень шума за счет повышения потребляемой мощности.

Компонент выпускается в 64-выводном корпусе LQFP и 56-выводном корпусе LFCSP, работает от напряжений питания 1,8 В и 3,3 В, а его рабочий температурный диапазон составляет от -40°C до $+85^{\circ}\text{C}$.

Texas Instruments (TI) выпускает линейку компонентов ADS129х, предназначенную для применения в регистраторах ЭКГ и ЭЭГ, а также в ЭКГ мониторах [4]. Восьмиканальный, 24-битный компонент ADS1298R фир-

**СРАВНИТЕЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ НОВЫХ РЕШЕНИЙ ВХОДНЫХ КАСКАДОВ
ЭЛЕКТРОФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ МОНИТОРОВ**

мы Texas Instruments является базовым в семействе полностью интегрированных аналоговых внешних интерфейсных аппаратных средств (AFE), используемых в устройствах для мониторинга пациентов, портативных устройствах для электрокардиограмм (ECG) и электроэнцефалограмм (EEG). Компонент содержит восемь малошумящих усилителей с программируемым коэффициентом усиления, восемь одновременно осуществляющих выборку АЦП с высоким разрешением. В состав устройств входит усилитель для драйвера правой ноги и интегрированные усилители Wilson Center Terminal (WCT) и Goldberger Central Terminals (GCT). Энергопотребление 1 мВт на канал обеспечивает экономию питания до 95 процентов по сравнению с дискретными решениями, что повышает портативность оборудования и улучшает мобильность пациентов. Входной шум составляет 4 мкВ пик-пик (номинал) в полосе 0.5 – 150 Гц.

В 2012 году фирма добавила в семейство модулей ADS1298 новый компонент, представляющий собой устройство для электроэнцефалографии (ЭЭГ) с самым низким в данной индустрии уровнем шума. Согласно разработчику, 24-битный 8-канальный компонент ADS1299 – это первый постоянно собирающий данные модуль для ЭЭГ, имеющий уровень шума на входе всего 1 мкВ, что на 75% ниже по сравнению с альтернативными решениями. При использовании в системе ЭЭГ с 32 электродами, новый компонент способствует 70-процентной экономии места на печатной плате и уменьшению спецификации на 40%.

Устройство включает 8 малошумящих усилителей с программируемым усилением, 8 АЦП высокого разрешения, тестовые сигналы, усилитель смещения, генератор и источник опорного напряжения. При уровне шума всего 1 мкВ на частоте 70 Гц и коэффициенте ослабления синфазного сигнала в -120 дБ, модуль ADS1299 позволяет осуществлять измерения внутричерепных биопотенциалов даже в присутствии сильных сигналов электромагнитных помех.

Компонент для ЭЭГ имеет опцию непрерывного контроля отсоединения электродов. Устройство совместимо по выводам со следующими компонентами семейства ADS1298: 8-канальные ADS1298, ADS1298R и ADS1198; 6-канальные ADS1296, ADS1296R и ADS1196; 4-канальные ADS1294, ADS1294R и ADS1194. В таблицах 1-4 представлено сравнение различных analog front end компонентов по наиболее важным для их применения характеристикам.

Таблица 1. Сравнительный анализ основных параметров микросхем «analog front end» (часть 1).

	Кол-во каналов	Кол-во отведений	Драйвер правой ноги
ADAS1000	5	5	+
ADAS1000-2	5	5	-
ADAS1000-3	3	3	+
ADAS1000-4	3	3	+
ADS1298R	8	12	+
ADS1293	3	3	+
ADS1294	4	4	+
ADS1299	8	12	+

Таблица 2. Сравнительный анализ основных параметров микросхем «analog front end» (часть 2).

	Терминал Вильсона	Обнаружение отключения электрода	Сигнал дыхания (импеданс)
ADAS1000	+	+	+
ADAS1000-2	-	-	-
ADAS1000-3	+	+	-
ADAS1000-4	+	+	+
ADS1298R	+	+	+
ADS1293	+	+	-
ADS1294	+	+	+
ADS1299	+	+	+

Таблица 3. Сравнительный анализ максимальных шумов и частоты обновления данных микросхем «analog front end».

	Шум	Частота обновления данных
ADAS1000	10 мкВ (пик-пик) 0.05-150Гц	500Гц-128кГц
ADAS1000-2	10 мкВ (пик-пик) 0.05-150Гц	500Гц-128кГц
ADAS1000-3	10 мкВ (пик-пик) 0.05-150Гц	500Гц-128кГц
ADAS1000-4	10 мкВ (пик-пик) 0.05-150Гц	500Гц-128кГц
ADS1298R	9.1 мкВ (пик-пик) 0.05-131Гц	4-32 кГц
ADS1293	9.1 мкВ (пик-пик) 0.05-131Гц	26.5 кГц
ADS1294	9.1 мкВ (пик-пик) 0.05-131Гц	4-32 кГц
ADS1299	1 мкВ (пик-пик)	4-32 кГц

Кроме данных параметров была проведена оценка занимаемой площади печатной платы для классической аналоговой схемы в сравнении с данными компонентами. Результаты сравнения представлены в таблицах 5-6. Микросхемы, реализующие «analog front end» (AFE) для биофизиологических сигналов по функциям равноценны, и отличаются лишь технологией изготовления и энергопотреблением.

РАЗДЕЛ 3. КОМПОНЕНТЫ ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНЫХ И УПРАВЛЯЮЩИХ СИСТЕМ

Таблица 4. Сравнительный анализ энергопотребления микросхем «analog front end».

	Энергопотребление	Энергопотребление на один канал
ADAS1000	21-41 мВт	4.2-8.2 мВт
ADAS1000-2	21-41 мВт	4.2-8.2 мВт
ADAS1000-3	17.5-24 мВт	5.3-8 мВт
ADAS1000-4	17.5-24 мВт	5.3-8 мВт
ADS1298R	9.75 мВт	1.2 мВт
ADS1293	4 мВт	1.3 мВт
ADS1294	6 мВт	1.5 мВт
ADS1299	8 мВт	1 мВт

Таблица 5. Количество и стоимость компонентов для реализации 1-го канала ЭКС с ФВЧ и ФНЧ фильтрацией (для классической схемы и для схемы на AD8232).

Наименование компонента или параметра	Схема из отдельных компонентов	Схема на AD8232
Резисторы	18	9
Конденсаторы	11	4
Операционные усилители	6	0
Инструментальные усилители	1	0
Аналоговые коммутаторы	1	1
АЦП	1	1
Средняя площадь печатной платы	303 кв. мм	195 кв. мм
Общая стоимость электронных компонентов входящих в узел	357.7 р.	251 р.

Так, AFE фирмы TI имеют энергопотребление в расчете на 1 канал примерно в 2,3 раза меньше, чем микросхемы AFE фирмы ADI. Кроме того, для некоторых многоканальных применений микросхемы фирмы TI имеют решения в виде законченной микросхемы, тогда как решения на микросхемах ADI требуют 2 и более корпусов. Вместе с тем, для недорогих 2х 3х канальных ЭКГ мониторов микросхемы AFE фирмы ADI представляют собой достаточно оптимальное решение для суточного мониторинга за приемлемую цену. Для совсем простых мониторов наиболее оптимальное решение – это применение микроконтроллера общего назначения и специализированного аналогового канала, например AD8232.

Таблица 6. Количество и стоимость компонентов для реализации одного канала ЭКС с ФВЧ и ФНЧ фильтрацией (для ADAS1000-3 и ADS1293)

Наименование компонента или параметра	Схема на ADAS1000-3 (3-х канальная)	Схема на ADS1293 (3-х канальная)
Резисторы	4	4
Конденсаторы	5	7
Операционные усилители	0	0
Инструментальные усилители	0	0
Аналоговые коммутаторы	0	0
АЦП	0	0
Средняя площадь печатной платы	250 кв. мм	202 кв. мм
Общая стоимость электронных компонентов входящих в узел	325 р. - общая стоимость одного канала	165 р. - общая стоимость одного канала

Результаты исследований, изложенные в данной статье, получены при финансовой поддержке Минобрнауки РФ в рамках реализации проекта "Создание высокотехнологичного производства по изготовлению мобильного многофункционального аппаратно-программного комплекса длительного кардиомониторирования и эргометрии" по постановлению правительства №218 от 09.04.2010

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Бехешти, М. Выбор зарядных устройств/ Масуд Бехешти// Analog application journal 2Q 2009, Texas Instruments Inc.
2. ADAS1000/ADAS1000-1/ADAS1000-2// Datasheet, 2012-2013, Analog devices Inc.
3. ADAS1000-3/ADAS1000-4 // Datasheet, 2012-2013, Analog devices Inc.
4. ADS1293. Low-power, 3-channel 24-bit Analog Front End for Biopotential Measurements // Datasheet 2012, Texas Instruments Inc.
5. Синютин, Е.С. Выбор критериев минимизации энергопотребления и снижения шумов в аналоговой части мобильного полиграфического комплекса/ Е.С.Синютин//Известия ЮФУ. Технические науки. – 2010. Т. 106 №5. – С. 123-127.

Синютин Е.С., науч. сотрудник, тел.: (8634) 311-143, e-mail: dark_elf4@mail.ru, Научно-технический центр "Техноцентр" Южного федерального университета