

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ СОВРЕМЕННОЙ КОМПОНЕНТНОЙ БАЗЫ ПРИ ПРОЕКТИРОВАНИИ КАРДИОЛОГИЧЕСКИХ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ КОМПЛЕКСОВ

А.В. Кайгородов

Алтайский государственный технический университет им. И.И. Ползунова
г. Барнаул

В данной статье рассматриваются вопросы применения микросхемы ADS1298 в задачах диагностики состояния сердечнососудистой системы человека.

Ключевые слова: сердечнососудистая система, обработка сигналов, интегральная микросхема.

По данным официальной медицинской статистики, сердечнососудистые заболевания - главная непосредственная причина инвалидности и смертности населения во всех странах мира. Особенно подвержены кардиологическим заболеваниям лица среднего и пожилого возраста, чаще мужчины. Сложные современные методы исследования органов тела человека (УЗИ, томографы), дающие наиболее полную картину заболевания, недоступны для массовых обследований из-за их дороговизны. С другой стороны, в медицинской практике в течение многих лет существуют более простые и доступные методы диагностики сердечнососудистых заболеваний. Важнейшими из них являются электрокардиографические методы исследования деятельности сердца, а также реографические и фонокардиографические.

Современная электрокардиография располагает большим выбором средств системного (компьютерного) анализа. Применение таких средств в электрокардиографической диагностике позволяет проводить цифровую обработку и картирование биоэлектрических потенциалов сердца [2]. Современные вычислительные системы, являются ли они высокопроизводительными серверами или маломощными мобильными телефонами, все требуют повышения энергоэффективности и снижения утечки энергии. А рост интереса к системам-на-чипе (SOC) придает все большее значение созданию широкого спектра устройств на одной микросхеме, из высокопроизводительных транзисторов с ультранизким уровнем утечки. Одной из таких микросхем является ADS1298 - фронтэнд для кардиографии, выпущенный в феврале этого года компанией Texas Instruments.

В данной микросхеме реализованы специфические функции, характерные для изме-

рения сигналов биологического происхождения (таких как ЭКГ или ЭЭГ). Эта интегральная схема включает в себя все аналоговые компоненты, такие как инструментальные усилители, аналоговые фильтры, необходимые для построения прибора медицинской направленности, а также встроенный 24-битный аналогово-цифровой преобразователь.

ADS1298 способен преобразовывать одновременно до восьми входных каналов со скоростью 32000 выборок в секунду для каждого из них. Каждый канал имеет разрешение вплоть до 24 бит и индивидуальные настройки усиления в диапазоне от 1 до 12. Самое высокое разрешение предоставляется только до частоты дискретизации в 8 кГц на канал и уменьшается до 19 бит при частоте дискретизации в 16 кГц и до 17 бит при 32 кГц. Данная микросхема, хоть и способна работать с биполярным питанием, всё же рекомендуется использовать однополярное питание, диапазон которого составляет от 2,8 до 5,25В. При этом подавление синфазной помехи составляет 115dB. Для связи с внешним миром используется последовательный периферийный интерфейс (SPI), таким образом, устройство может быть настроено микроконтроллером [6].

ADS1298 имеет низкое токопотребление (около 1 мА в состоянии ожидания команд). Исследованное потребление тока представлено в таблице 1.

Таблица 1 – Потребление тока при 3,3 В

Количество каналов	Частота дискретизации		
	4 кГц	8 кГц	16 кГц
0	1 мА	1 мА	1,1 мА
1	1,3 мА	1,3 мА	1,3 мА
2	1,57 мА	1,57 мА	1,57 мА
4	2,15 мА	2,16 мА	2,16 мА
8	3,23 мА	3,31 мА	3,5 мА

ПОЛЗУНОВСКИЙ АЛЬМАНАХ №2 2012

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ СОВРЕМЕННОЙ КОМПОНЕНТНОЙ БАЗЫ ПРИ ПРОЕКТИРОВАНИИ КАРДИОЛОГИЧЕСКИХ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ КОМПЛЕКСОВ

Помимо сбора данных кардиография занимается также и анализом полученных результатов. Анализ алгоритмов обработки электрофизиологической информации позволяет определить основные процедуры автоматического анализа, в частности: аппроксимации, использующие интерполяционные алгоритмы; фильтрации; определения экстремумов функций; измерения и фиксации временных интервалов; вычисления скорости изменения характерных фрагментов сигналов и т. п. Отличительной особенностью электрофизиологических сигналов является сложная взаимосвязь процессов различной природы и принципиальная неустранимость помех при исследовании конкретного органа и системы, возникающих при протекании процессов в остальных органах. Это обстоятельство ограничивает разрешающую способность любых методов измерения параметров. По современным представлениям, конечной целью исследования тонкой структуры биоэлектрических сигналов является достижение более глубокого понимания причинных механизмов, вызывающих какие-либо процессы. Во множестве задач обработки сигналов биоэлектрической активности подмножество задач исследования тонкой структуры этих сигналов можно определить как требование по обнаружению отдельных составляющих сигнала или измерению информативных параметров при достижении предельных значений рабочих характеристик обнаружения и точности измерений в присутствии шумов и помех.

При съеме биоэлектрических сигналов возникает комплекс помех и искажений, обусловленных различными причинами. Наибольшее влияние во всех без исключения исследованиях оказывают следующие виды помех:

- 1) эффект поляризации электродов, приводящий к смещению нулевого уровня сигнала;
- 2) квазигармонический процесс, представленный составляющими наводки напряжения промышленной частоты;
- 3) артефакты смещения электродов, создающие выбросы случайной амплитуды и длительности;
- 4) электрофизиологические помехи.

Электрокардиограммой считается составляющая поверхностных потенциалов, обусловленная электрической активностью сердца. Остальные составляющие потенциалов рассматриваются как помехи. Собствен-

но электрокардиографический сигнал представляет собой последовательность кардиоциклов, повторяющихся через случайные интервалы времени. Каждый отдельный кардиоцикл представляется квазидетерминированной функцией сложной формы, последовательные компоненты которого имеют стандартные буквенные обозначения. Помехи искажают сигнал электрокардиограммы (рисунки 1).

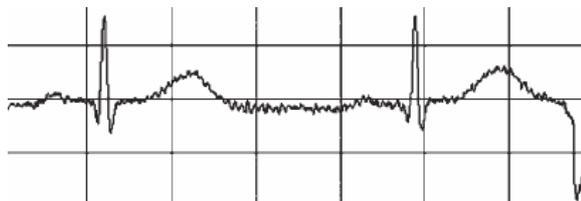


Рисунок 1 – Кардиограмма с помехами

Основная мощность QRS-комплекса сосредоточена в области частот 2-20 Гц с наличием максимума на частоте около 15 Гц. Спектр ЭКГ-сигнала может изменяться в зависимости от морфологии сигнала. Спектр шумов от мышц является неоднородно распределенным и характеризуется значительной вариабельностью. Рассмотрение соответствующих зависимостей показывает, что при благоприятных условиях съема компенсации помех поляризации и наводки не представляет особых сложностей, для чего существует ряд эффективных методов, и в основном помеха представлена в виде случайного процесса ЭМГ, спектр которой имеет значительное перекрытие со спектром ЭКГ.

Форма и полярность элементов сигнала ЭКГ, в конкретном случае могут иметь совершенно иной вид, что зависит как от отведения, в котором регистрируется сигнал, так и от функционального состояния сердца. То же можно сказать и об амплитудных, временных и частотных параметрах: как сигнала, так и помех. Точное измерение параметров ЭКГ-сигнала составляет значительную часть задач как клинических исследований, так и исследований тонкой структуры сигнала. В связи с этим возникает необходимость использования точных быстрых, энергоэффективных решений, которые бы могли быть использованы при построении как мобильных систем кардиодиагностики, так и стационарных комплексов.

Использование современных решений типа SOC позволит уменьшить энергопотребление, тем самым позволит включить в автономные системы новые модули, новые

диагностические критерии. Так, используя данные, полученные с акселерометра можно адаптировать методы велоэргометрии для исследования сердца в повседневной жизни человека, а также создать новые методы, позволяющие выделить новые диагностические критерии и взаимосвязи.

Большинство современных мобильных устройств обладает очень хорошей поддержкой акселерометра и относительной простотой API при использовании акселерометра. Однако использование API предоставляет доступ только к основным возможностям, но если необходимо применить определённую логику и жесты, вам придётся поработать над этим самостоятельно.

Данная задача упрощается благодаря сторонним разработчикам и их библиотекам. Так, на Windows Phone уже создана библиотека жестов встряски (или шейк-жестов), и акселерометр устройства способен определить движение телефона в трёхмерном пространстве (по трём осям – x, y, z).

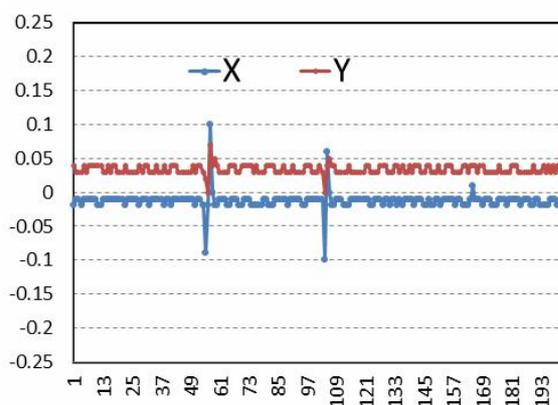


Рисунок 2 – Данные акселерометра по осям x и y для двух постукиваний по левому краю устройства с незначительным движением устройства

Использование вычислительных машин, современных носителей информации и телекоммуникационных возможностей компьютерных сетей в электрофизиологии открывает широкие перспективы для автоматизации и повышения достоверности диагностики. Наряду с этим всегда остаются актуальными

вопросы повышения качественных показателей регистрирующей аппаратуры. Особое внимание следует уделять оптимизации характеристик помехоустойчивости усилительных устройств при исследованиях тонкой структуры сигналов. Методы вторичной обработки сигналов в ЭВМ требуют включения в состав устройства регистрации АЦП. Точность представления сигнала цифровым кодом зависит от частоты квантования и разрядности АЦП. Существуют стандартные критерии выбора параметров аналого-цифрового преобразования, однако всегда необходимо учитывать особенности применяемых алгоритмов вторичной обработки и производить анализ дополнительных шумов и погрешностей.

Широкое применение методов прикладного анализа случайных процессов дает возможность повысить информативность результатов измерений параметров сигналов. Накопленный клинический и экспериментальный материал позволяет в некоторых случаях по-новому подойти к решению традиционных проблем, а зачастую существенно расширить их возможности. Исследование тонкой структуры регистрируемых сигналов является основой для развития принципиально новых подходов к диагностике патологий, контролю эффективности лечебно-восстановительных процедур.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Автоматический анализ ЭКГ: проблемы и перспективы // Здоровоохранение и медицинская техника, №1, февраль, 2004.
2. Мурашко В. В., Струтынский А. В. Электрокардиография. М.: Медицина, 1987. 256 с..
3. Компани-Бош Э., Хартманн Э. Электрокардиограф на базе микроконвертора // Компоненты и технологии, №6, 2004.-104-108.
4. Суворов А.В. Клиническая электрокардиография. – Нижний Новгород. Изд-во НМИ, 1993
5. Ширяев В.В. Компьютерные измерительные средства (КИС): Учебное пособие
6. Texas Instruments. ADS1298 datasheet.
7. Аналогово-цифровой преобразователь // Компоненты и технологии, №6, 2008.-85-89.

Кайгородов Алексей Викторович – аспирант, (3852) 29-07-86, sim_64@mail.ru