

УДК 004.31

**ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДОВ
МНОГОКРИТЕРИАЛЬНОЙ ОПТИМИЗАЦИИ
ПРИ РАЗРАБОТКЕ АВТОМАТИЗИРОВАННЫХ
КАРДИКОМПЛЕКСОВ**

А.В. Кайгородов, А.Г. Якунин

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

E-mail: yakunin@agtu.secna.ru; zkapod@gmail.com

Кайгородов Алексей Викторович, аспирант кафедры вычислительных систем и информационной безопасности Алтайского государственного технического университета им. И.И. Ползунова, Барнаул.

E-mail: zkapod@gmail.com
Область научных интересов: медицинское приборостроение.

Якунин Алексей Григорьевич, д-р техн. наук, профессор, зав. кафедрой вычислительных систем и информационной безопасности Алтайского государственного технического университета им. И.И. Ползунова, Барнаул.

E-mail: yakunin@agtu.secna.ru
Область научных интересов: информационно-измерительные системы и АСУ ТП.

В ходе исследования были рассмотрены различные варианты технической реализации кардиологических комплексов, и показана эффективность применения при их разработке многокритериальной оптимизации по таким критериям, как цена, количество функциональных блоков, площадь, энергопотребление.

Ключевые слова:

Кардиология, электрокардиограмма, аппаратное обеспечение, многокритериальная оптимизация.

Бурное развитие кардиологии за последние 2–3 десятилетия во многом обусловлено разработкой и широким внедрением в клиническую практику новых, в том числе и электрокардиографических, методов исследования. Электрокардиография относится к информативным и наиболее распространенным методам обследования боль-

ных с заболеванием сердца. Электрокардиограмма (ЭКГ) дает возможность также диагностировать заболевания и синдромы, требующие неотложной кардиологической помощи [1].

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].

При конструировании приборов данной категории разработчику приходится решать целый ряд оптимизационных задач, связанных с необходимостью рационального сочетания в создаваемом устройстве зачастую достаточно противоречивых экономических, эргономических и технических требований, обусловленных, в частности, такими факторами, как:

- высокая стоимость элементной базы для обеспечения малых габаритов, низкого уровня шумов и помех устройства и его низкого энергопотребления;
- необходимость минимизации массы и габаритов мобильных устройств при одновременной минимизации стоимости их производства;
- востребованность устройств автоматизированной кардиодиагностики, способных работать с простейшими средствами вычислительной техники (нетбуками, смартфонами, неттопами и планшетами) и невозможность (либо сложность) реализации на таких устройствах расширенных функциональных возможностей и современных методик обработки данных, требующих больших вычислительных ресурсов.

Так, прибор, обладающий большей ценой, будет менее востребован на рынке кардиомониторов. Малые габариты и вес, а также пониженное энергопотребление, которое бы позволило дольше работать от аккумулятора, важны для портативных устройств.

В целом структура аппаратно-программных комплексов для исследования ЭКГ одинакова у разных производителей (рис. 1). Поскольку же их электрические характеристики опре-

деляются требованиями действующих стандартов к электрографической аппаратуре, то это обуславливает весьма сходные параметры практических всех имеющихся на рынке систем.

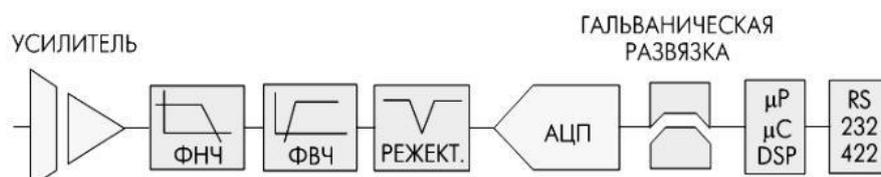


Рис. 1. Типичная структурная схема электрокардиографа [3]

Следует заметить, что рынок подобной наукоемкой продукции переполнен различными моделями электрофизиологической аппаратуры и программно-технического обеспечения, предназначенного для проведения ЭКГ-диагностики. При этом превалирует продукция импортного производства и не всегда высокого качества.

До недавнего времени построение кардиологических комплексов велось на базе измерительных усилителей различных производителей [4–6]. Фактически, приходилось устанавливать один измерительный усилитель на канал, что, соответственно, вело к повышению стоимости кардиологических комплексов. Однако в ноябре 2011 г. компанией Texas Instruments была предложена новая платформа для устройств данной категории [7, 8]. Микросхемы серии ADS119x, ADS129x представляют собой фронтэнд для кардиографии. Их сравнительные характеристики представлены в таблице.

Таблица. Сравнительные характеристики фронтэндов для кардиографии

	ADS1194	ADS1196	ADS1198	ADS1294	ADS1296	ADS1298
Разрешение, бит	16	16	16	24	24	24
Количество каналов	4	6	8	4	6	8
Количество выборок (kSPS)	8			32		
Интерфейс	Serial SPI	Serial SPI	Serial SPI	Serial SPI	Serial SPI	Serial SPI
Аналоговое напряжение (минимальное), В	2,7					
Аналоговое напряжение (максимальное), В	5,25					
Архитектура аналого-цифрового преобразователя (АЦП)	Сигма-Дельта					

При этом цена, заявленная производителем, сопоставима со стоимостью измерительных усилителей, что делает данные фронтэнды отличным решением для реализации множества различных недорогих устройств. Однако возникает проблема доступности данных специфичных микросхем, т. к. они имеют ограниченную область применения. На рис. 2 представлена структурная схема ADS1198.

Данный модуль состоит из мультиплексора MUX, от 4 до 8 (в зависимости от модели) дифференциальных усилителей PGA (Program Gain Amplifier) с программируемым коэффициентом усиления [7, 8]. Кроме того, есть возможность установки внешнего источника тактового сигнала частотой от 0,5 до 2,25 МГц.

Преимущества такого модуля очевидны – нет необходимости разрабатывать отдельный модуль усиления и выбирать внешний аналого-цифровой преобразователь (АЦП), т. к. всё находится на одном кристалле и достаточно небольшой обвязки и контроллера с поддержкой SPI для начала работы с этим модулем. Недостатки этого модуля в том, что он фактически ограничивает возможности аналоговой фильтрации, перенося все возможности фильтрации на цифровые фильтры, что, с одной стороны, упрощает задачу фильтрации, с другой же стороны, добавляет требования к вычислительным мощностям устройства, обрабатывающего поступающие данные.

Однако на сегодняшний день традиционным решением пока еще остаётся использование систем с отдельными усилителями и АЦП. В схемотехнической реализации их входных аналоговых цепей применено традиционное для подобных систем решение – измерительный (инструментальный) усилитель (IA) и операционный усилитель обратной связи, выход которого подключен к правой ноге пациента. В качестве инструментального усилителя применяют AD620 – недорогой усилитель с высокой точностью и превосходными характеристиками на постоянном токе (коэффициент ослабления синфазного сигнала $CMR \gg 100$ dB на частотах вплоть до 1 кГц, смещение на входе не более 50 мкВ, малый входной ток, не превышающий 1 нА, и низкое напряжение шума: 0,28 мкВ в полосе 0,1...10 Гц) [9]. Возможно и применение гораздо более дорогого аналога AD620 с чуть меньшим уровнем приведенного шума – инструментального усилителя INNA 114. Для таких усилителей требуется единственный внешний резистор R_g , задающий коэффициент усиления. Коэффициент усиления рассчитывается следующим образом [6]:

$$G = 49,4 \text{ кОм}/R_g + 1.$$

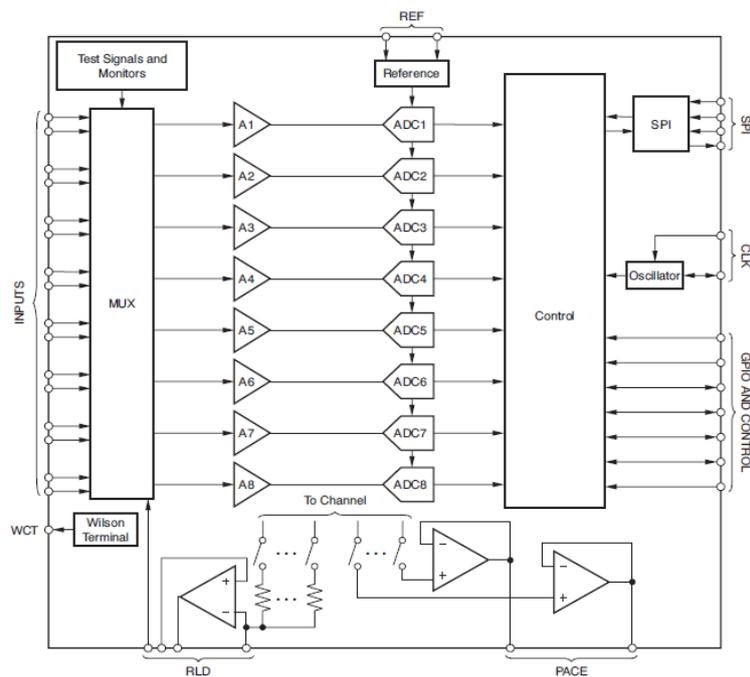


Рис. 2. Структурная схема модуля для кардиографии ADS1198 [9]

Для того чтобы избежать насыщения выхода, коэффициент усиления установлен таким, чтобы размах выходного напряжения соответствовал максимальному, если на входе присутствует максимальное расчетное напряжение сигнала. При напряжении питания ± 5 В размах выходного напряжения ИС AD620 составляет $\pm 3,8$ В. Тогда при входном сигнале ± 5 мВ и при возможном постоянном смещении ± 300 мВ расчетный коэффициент усиления составит около 12,45 [9].

Аппаратное обеспечение таких приборов, в свою очередь, имеет отличительную особенность: производители решают проблемы фильтрации сигнала путём минимизации финансовых затрат, устанавливая в приборы АЦП большой разрядности и выполняя фильтрацию программно. Однако такое решение является совсем не обязательным и не самым лучшим, если подойти к процессу дискретизации и обработки сигнала с позиции методов многокритериальной оптимизации.

Так, в основе дискретизации непрерывных сигналов лежит принципиальная возможность представления их в виде взвешенных сумм

$$U(t) = \sum a_j f_j(t), \quad (1)$$

где a_j – некоторые коэффициенты или отсчеты, характеризующие исходный сигнал в дискретные моменты времени; $f_j(t)$ – набор элементарных функций, используемых при восстановлении сигнала по его отсчетам, $j = -\infty, \dots, -1, 0, 1, 2, \dots, \infty$. Наиболее распространенной формой дискрети-

зации является равномерная, в основе которой лежит теорема отсчетов. Согласно этой теореме в качестве коэффициентов a_j следует использовать мгновенные значения сигнала $U(t_j)$ в дискретные моменты времени $t_j = j\Delta t$, а период дискретизации выбирать из условия

$$\Delta t = 1/2F_m,$$

где F_m – максимальная частота спектра преобразуемого сигнала. При этом выражение (1) переходит в известное выражение теоремы отсчетов

$$U(t) = \sum_{j=-\infty}^{\infty} \frac{U(j\Delta t) \text{Sin}[2\pi F_m(t - j\Delta t)]}{2\pi F_m(t - j\Delta t)}.$$

Для сигналов со строго ограниченным спектром это выражение является тождеством.

Следует отметить, что спектры разных реальных сигналов фактически бесконечны, и применение дискретизации ограниченной частоты может привести к искажению информации. Поэтому предлагается для уменьшения обусловленных дискретизацией искажений сигнала из-за эффекта наложения спектра включать в тракт аналоговой обработки полосовой фильтр для выделения полезного сигнала ЭКГ и подавления ВЧ шумов, причем для снижения аппаратных затрат его добротность следует выбирать совсем небольшой. Поскольку основной полезный сигнал лежит в диапазоне 0,01...100 Гц, то после его фильтрации и «отсечки» дрейфа НЧ- компонента для преобразования сигнала в цифровой код не потребуется высокой частоты дискретизации и большого числа разрядов. При этом при использовании экранированных отведений на выходе тракта аналоговой обработки получается достаточно «чистый» сигнал ЭКГ, что даёт возможность использовать АЦП, непосредственно встроенные в микроконтроллер, а не устанавливать сторонние микросхемы-преобразователи (что сказывается на цене конечного устройства). При этом дополнительный фильтр верхних частот (ФВЧ) и фильтр нижних частот (ФНЧ) с крутой частотой среза и высокодобротный режекторный фильтр можно реализовывать уже цифровыми, а не аналоговыми способами. Так, устанавливая фильтр Саллена–Кея второго порядка, можно добиться ослабления сигнала на уровне 1кГц до -30dB.

Множество микроконтроллеров имеют встроенный АЦП. Это и поколение контроллеров Mega от компании Atmel, и PIC контроллеры производства Microchip Technology Inc. Однако по ряду причин (недостаточное количество разрядов и слишком большое время преобразования входного сигнала) они не удовлетворяют предъявляемым для трактов обработки ЭКГ-сигналов требованиям. Современные же AVR-микроконтроллеры семейства XMEGA имеют один или два восьмиканальных аналоговых порта (PORTA, PORTB), каждый из которых содержит один модуль быстродействующего 12-разрядного аналого-цифрового преобразователя. Этот созданный разработчиками XMEGA модуль является для платформы AVR 8-bit RISC новым и представляет несомненный и значительный шаг вперед. Его параметры и набор функций неплохо смотрятся на фоне многих других встроенных АЦП у 8-разрядных и 16-разрядных микроконтроллеров для встраиваемых приложений, и даже некоторых внешних АЦП, разрабатываемых фирмой Analog Device.

В АЦП XMEGA используется метод последовательного приближения (SAR), при котором код результата преобразования формируется последовательно бит за битом, начиная со старшего разряда (MSB). Программным способом может устанавливаться один из двух вариантов разрядности АЦП – 8 или 12 бит [10, 11]. Максимальная частота дискретизации АЦП составляет 2 миллиона выборок в секунду [10, 11]. Однако для получения качественного и точного результата время преобразования составляет 3,5 мкс [10], что соответствует примерно 280 тысячам выборок в секунду. Структурная схема АЦП показана на рис. 3.

Анализируя его характеристики, можно прийти к выводу, что производительности АЦП, встроенного в микроконтроллер XMEGA, вполне достаточно для реализации кардиографа с высокими метрологическими характеристиками. Поскольку одновременно АЦП может преобразовывать лишь один канал, а общее число подаваемых на вход мультиплексора ЭКГ-сигналов равно 8, то при времени преобразования 3,5 мкс частота дискретизации составит около 280 кГц, или, в пересчете на 1 канал, 35 кГц. Учитывая, что полезный сигнал, как уже отмечалось, лежит преимущественно в диапазоне 0...100 Гц, данной частоты вполне достаточно для оцифровывания, а 12 разрядов достаточно для получения точного графика кардиограммы.

Используя 12-ти разрядный АЦП, мы получаем $2^{12} = 4096$ различных состояний, а на уровне 2В погрешность преобразования составляет $2/4095 = 0,4$ мВ, что является вполне приемлемым решением для преобразования сигнала.

Таким образом, на сегодняшний день приведенная на рис. 1 обобщенная схема может быть реализована в трех вариантах исполнения ЭКГ-каналов:

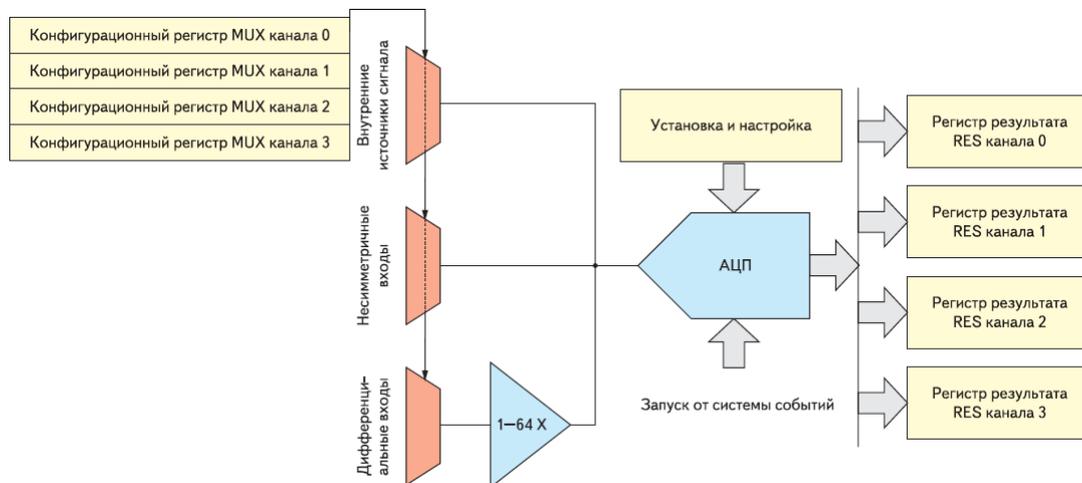


Рис. 3. Принцип работы АЦП в XMEGA

- канал, в котором каждый из основных блоков (усилитель, АЦП, фильтры) выполнен в виде отдельных функциональных модулей;
- канал с отдельными модулями входных усилителей, фильтров и АЦП встроен в микроконтроллер;
- канал в интегральном исполнении, когда блок усиления, ФНЧ и АЦП размещаются на одном кристалле.

Если каждый из вариантов реализации ЭКГ-каналов обозначить за x_i , $i = 1..3$, то общее множество возможных решений для технической реализации кардиокомплекса можно представить как $X = \{x_1, x_2, x_3\}$.

Оценим данное множество по таким критериям Y_j , как:

1. стоимость конечного устройства;
2. габариты конечного устройства;
3. количество внешних блоков;
4. энергопотребление.

В общем виде каждый из этих критериев Y_j функционально связан с технической реализацией x_j выражением:

$$Y_j = \Psi_j(x_i)$$

и образует в пространстве решений многомерную функцию $Y = \{Y_1, Y_2, Y_3, Y_4\}$, где $j = 1..4$ – индекс, соответствующий одному из четырех вышеперечисленных критериев; Ψ_j – функция, отображающая координату x_i множества реализаций X в координату Y_j множества критериев качества Y .

Анализируя цены, указанные в каталогах на сайтах производителей, а также учитывая, что обычно кардиокомплексы имеют 8 каналов, можно составить среднюю стоимость прибора, основанного на материальной базе, соответствующей каждому из вариантов x_i . При расчетах учитывалась труднодоступность приобретения модуля ADS1194 в России, а также неоправданное завышение на него цен посредниками, продающими эту микросхему на территории РФ. Сравним критерии Y_2 , Y_3 с критерием Y_1 (цена). Для анализа полученного решения рассмотрим его проекции на различные орты множества пространства критериев Y .

Так, на рис. 4 показан образ Y в проекции на оси Y_1 , (цена устройства) и Y_3 (количество внешних блоков).

Очевидно, что чем больше блоков будет вынесено в отдельные модули, тем выше будет цена конечного устройства. Использование интегрированных решений (например, АЦП, встро-

енных в микроконтроллер) позволяет уменьшить стоимость прибора, но в таком случае предъявляются большие требования к предварительной фильтрации сигнала. Это необходимо потому, что разрядность АЦП, встроенного в микроконтроллер, как правило, меньше, нежели разрядность внешних модулей АЦП.

На рис. 5 отображена зависимость между стоимостью конечного устройства и его габаритами.

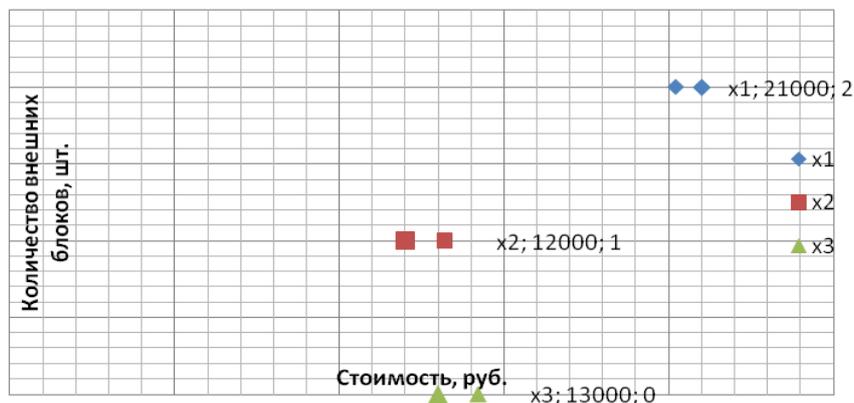


Рис. 4. Зависимость между стоимостью конечного прибора и количеством внешних блоков, использованных в нём

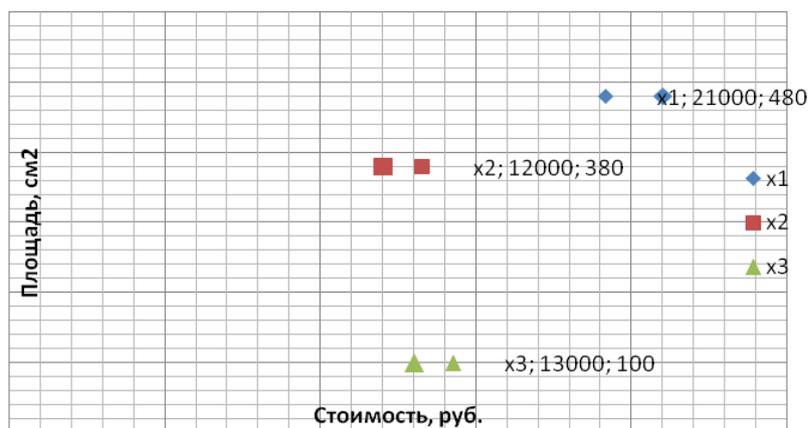


Рис. 5. Зависимость между стоимостью конечного прибора и площадью устройства

Использование современной элементной базы позволяет минимизировать токопотребление устройства почти без увеличения его цены, что отображено на рис. 6. Для технической реализации x_3 , соответствующей современным микросхемам семейства ADS119х/ADS129х, этот показатель минимален, что очень выгодно для портативной техники, где важно время работы от аккумулятора. Это позволяет использовать менее мощные аккумуляторы, которые легче и занимают меньше места.

Как видно из приведенных рисунков, при поиске $\min(\Psi_1(x_1), \dots, \Psi_1(x_3)); \dots, \min(\Psi_4(x_1), \dots, \Psi_4(x_3))$ создаются похожие образы множества X . При этом только образ подмножеств x_2 и x_3 является Парето-оптимальным, тогда как решения для x_1 не обеспечивают минимума ни по одному из критериев. Это объясняется тем, что, только сокращая количество внешних узлов в кардиологическом комплексе, можно добиться сокращения стоимости конечного продукта. Благодаря уменьшению количества таких узлов уменьшается количество занимаемой площади устройством, и снижается его стоимость. Поэтому на данный момент наиболее перспективным способом построения кардиологических комплексов является построение устройств на одном кристалле или на контроллере с интегрированным АЦП, что позволяет создавать миниатюрные приборы с широким функционалом, низким энергопотреблением и простотой в обслуживании.

Такие устройства должны прийти на замену устаревающим кардиологическим комплексам на базе сложных многоуровневых схем.

А вот выбор между решениями 2 и 3 зависит от области применения устройства, поскольку в данном случае улучшение технических показателей устройства влечет за собой увеличение его стоимости. В частности, поскольку габариты и вес доминируют при разработке мобильных диагностических комплексов, например, таких, как монитор Холтера, для их построения можно рекомендовать применение фронтэндов.



Рис. 6. Зависимость между стоимостью конечного прибора и токопотреблением

Таким образом, применяя методы многокритериальной оптимизации, можно выделять отличительные черты каждого из вариантов и в зависимости от текущих требований варьировать структуру комплекса. Это, в свою очередь, позволяет оптимизировать затраты, связанные с разработкой комплекса, а также ряд производственных процессов.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Суворов А.В. Клиническая электрокардиография. – Нижний Новгород: Изд-во НМИ, 1993. – 124 с.
2. Бондаренко А.А. Проблемы современной электрокардиографии // Медицинская техника. – 2003. – № 6. – С. 36–39.
3. Компани-Бош Э., Хартманн Э. Электрокардиограф на базе микроконвертора // Компоненты и технологии. – 2004. – № 6. – С. 104–108.
4. TexasInstruments. INA128 Datasheet. – Dallas, Texas, 2005. – P. 1–10.
5. MaximIntegratedProducts. MAX4194 Datasheet. – Sunnyvale, CA, 2009. – P. 1–10.
6. Analog Devices, Inc. AD620 Datasheet. – Norwood, MA, 2009. – P. 1–10.
7. Texas Instruments. ADS1194 Datasheet. – Dallas, Texas, 2011. – P. 3–60.
8. Texas Instruments. ADS1294 Datasheet. – Dallas, Texas, 2012. – P. 5–80.
9. Дроздов Д.В., Леванов В.М. Автоматический анализ ЭКГ: проблемы и перспективы // Здоровоохранение и медицинская техника. – 2004. – № 1. – С. 25–27. URL: <http://old.altonika.ru/article.php?id=187> (дата обращения: 13.05.2012).
10. Atmel Corporation. XMEGA A1U datasheet. – San Jose, CA, 2012. – P. 7–50.
11. Штрапенин Г.Л. Аналогово-цифровой преобразователь // Компоненты и технологии. – 2008. – № 6. – С. 85–89.

Поступила 12.02.2013 г.