

УДК 53.088.7, 681.2.084, 612.172.4

## РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ СИСТЕМ САМОТЕСТИРОВАНИЯ ПОРТАТИВНЫХ ЭКГ-СЕНСОРОВ

**Петровский М.А.**

*ФГБОУ ВПО «Пензенский государственный университет», Пенза, Россия (440026 Пенза, ул. Красная, 40), e-mail: mikepma36@gmail.com.*

---

В статье рассмотрены ключевые требования к ЭКГ-сенсорам, сделан вывод о необходимости совершенствования их энергоэффективности. Статья посвящена исследованию методик определения предпочтительных параметров настроек и режимов работы портативных ЭКГ-сенсоров. Преимуществом использования данных методов является повышение энергоэффективности устройства. Для исследования был разработан тестовый прототип ЭКГ-сенсора на основе одного из законченных аналоговых ЭКГ интерфейсов. В качестве рассматриваемых параметров настройки выступили детектор обрыва электрода и программируемый коэффициент усиления. Для оценки работы сенсора была проведена серия экспериментов. В качестве параметров эффективности работы устройства выступали правильность обнаружения обрыва электрода и процент правильно выделенных кардиоциклов на итоговом электрокардиосигнале. Проведенное исследование показало значительное повышение эффективности работы ЭКГ-сенсора, при использовании предложенных методик.

---

Ключевые слова: портативное устройство, ЭКГ-сенсор, ЭКС, энергоэффективность.

## DEVELOPMENT AND RESEARCH OF SELF-TEST ALGORITMS OF PORTABLE ECG SENSORS

**Petrovskiy M.A.**

*Penza State University, Penza, Russia (440026 Penza, Krasnaya st. 40), e-mail: mikepma36@gmail.com.*

---

The article describes the key requirements for ECG sensors, concluded that the need to improve their energy efficiency. The article investigates the methods for determining the preferences settings and modes of operation of portable ECG sensors. The advantage of using these methods is to increase the energy efficiency of the device. For the study was designed test prototype ECG sensor based on one of the analog front-end ECG interfaces. As examined settings was presented by detector electrode breakage and a programmable gain. To assess the performance of the sensor, a series of experiments was carried out. The parameters of the effectiveness of the device were correct break detection electrode and the percentage of correctly allocated cardio cycles at the final ECS. The study showed a significant increase in the efficiency of the ECG sensor, using the proposed methods.

---

Keywords: portative device, ECG-sensor, ECS, energy efficiency.

Современный подход к мониторингу и диагностике сердечных заболеваний подразумевает использование миниатюрных портативных устройств – ЭКГ-сенсоров, расположенных непосредственно на теле человека или встроенных в одежду. К сенсорам предъявляется ряд требований:

- Регистрация электрокардиосигнала (ЭКС) в условиях свободной двигательной активности пациента.
- Надежная защита от помех, возникающих в условиях свободной двигательной активности пациента и/или их компенсация.
- Максимальная автономность и эффективность с точки зрения энергопотребления.
- Способность анализировать поступающие данные в режиме реального времени и выдавать предварительное заключение о состоянии сердца.

- Максимально дружелюбный интерфейс и поддержка работы с другими мобильными устройствами с использованием стандартных интерфейсов.
- Компактность и эргономичность.

Современные ЭКГ-сенсоры предполагают эксплуатацию широким кругом пользователей, которые используют их повседневно в составе каких-либо систем для контроля состояния здоровья или для мониторинга работы сердца при занятиях спортом. Такие пользователи не должны обладать специальными знаниями для работы с устройством, поэтому в состав портативных ЭКГ-сенсоров включают «умные» системы самотестирования и выбора предпочтительного режима работы.

### **1. Цель и задачи исследования**

Целью работы является создание системы самотестирования портативного ЭКГ – сенсора для контроля работы сердца в условиях свободной двигательной активности.

Достижение цели исследования предполагает решение следующих задач:

1. Разработка тестового образца ЭКГ-сенсора для исследования методик самотестирования;
2. Разработка и тестирование методики определения наличия контакта «кожа-электрод» (детектор обрыва);
3. Разработка и тестирование методики выбора наиболее предпочтительного коэффициента усиления для усилителя ЭКГ-сенсора.

### **2. Экспериментальный образец ЭКГ-сенсора**

Для исследования предложенных способов обработки ЭКС используется демонстрационный набор *ADS1298ECGFE-PDK* [1], основанный на чипе *ADS1298R*. Выбор данного набора обусловлен тем, что он способен выполнять все необходимые для исследования функции обработки ЭКС (программируемый коэффициент усиления и возможность контроля обрыва контакта), и отличается от аналогов низкой ценой и большей технической и документационной поддержкой со стороны производителя. 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. Чип *ADS1298R* 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 раз. Из аналогов можно выделить серию микросхем *ADAS1000* от производителя Analog Devices [3]. По функциональным возможностям данный интерфейс аналогичен выбранному, но имеет 5-

канальный АЦП и схему формирования защитного напряжения на экраны, он также отличается чуть большим заявленным энергопотреблением в расчете на один канал.

### 3. Методика определения наличия контакта

Определение контакта кожа-электрод в устройстве осуществляется двумя способами: с помощью постоянного тока и переменного. Более широко применяемым и эффективным является второй способ.

Для исследования данного способа предлагается следующая схема эксперимента. Определение контакта кожа-электрод производится встроенной возможностью микросхемы *ADS1298R* из набора *ADS1298ECGFE-PDK*. В качестве электродов используются электроды типа АТРИЛАН ЭПС-50, данные электроды диаметром 50 мм обладают особо прочной адгезией для эргометрии в условиях повышенного потоотделения и неотложной медицинской помощи, что позволяет использовать их в течение длительного времени в условиях свободной двигательной активности. Электроды с помощью экранированного кабеля подключаются с одной стороны на отладочную плату, с другой закрепляются на теле реального человека. Показания об обрыве электродов фиксируются через компьютерный интерфейс, входящий в отладочный комплект, общее энергопотребление системы фиксируется с помощью измерительного прибора, подключенного к отладочному набору. Схема эксперимента показана на рисунке 1.

Так как имеющиеся базы данных ЭКГ сигналов невозможно использовать для решения поставленной задачи, необходимо создать контрольную группу и сформировать тестовую выборку данных. Для этого были привлечены автор работы, студенты и преподаватели Пензенского государственного университета, пожелавшие принять участие в исследовании на добровольной основе. Общее количество добровольцев составило 8 человек. Для каждого отдельного эксперимента производится регистрация ЭКС в течение одной минуты, при этом нарушение контакта «кожа-электрод» будет происходить в случайном порядке от 1 до 5 раз в течение минуты на одном или нескольких отведениях одновременно.

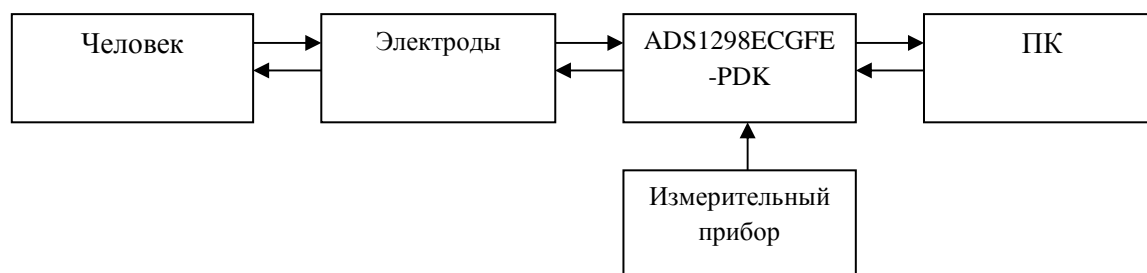


Рис. 1. Схема эксперимента обнаружения обрыва

Эксперименты производились в две серии: в стационарных условиях и в условиях свободной двигательной активности. Полученная выборка данных будет обладать минимальным статистически значимым результатом, что позволяет сделать достоверные выводы.

Для индикации обрыва электродов используется программное обеспечение, предоставляемое с отладочным набором. Оно представляет собой приложение, реализованное в среде *LabView* 8.1. Приложение позволяет получать данные от всех 12 отведений, а также просматривать и редактировать регистры *ADSI298*. Наличие контакта «кожа-электрод» реализовано в виде удобных индикаторов, позволяющих в режиме реального времени производить мониторинг состояния всех электродов.

Прежде всего, исследуется влияние величины тока возбуждающего сигнала на итоговый процент правильного обнаружения нарушения контакта «кожа-электрод». Возможность аналогового интерфейса выбирать значение амплитуды тока из четырех дискретных значений 6,12,18 и 24 нА. В качестве порога эффективности работы выбирается процент правильных срабатываний равным 97 %. Также немаловажным параметром является общая энергоэффективность. Данное исследование проводилось для всех 12 стандартных ЭКГ отведений. Суммарные результаты исследования отображены в таблице 1.

Таблица 1

Данные обрыва контакта с различным током

Ток генерации, нА	Общее потребление, мА	Число обрывов контакта	Число обнаруженных обрывов контакта	Процент правильных срабатываний
6	15,9	200	186	93
12	16,3	200	190	95
18	16,7	200	195	97,5
24	17,0	200	198	99

Как видно из таблицы 1, величина амплитуды возбуждающего сигнала практически не влияет на общее потребление тока, однако для режима работы с низким энергопотреблением имеет смысл выбирать меньшее значение. Заданный порог правильного обнаружения обрыва электрода преодолевается при значении тока генерации 18 нА. Поэтому для большей энергоэффективности следует выбрать именно это значение, т.к. разница потребления тока по сравнению с максимальным значением составляет около 0,3 мА. Данная разница может показаться незначительной, однако она составляет около 5 % общего энергопотребления, что при длительной автономной эксплуатации выливается либо в сокращении времени работы, что противоречит требованиям энергоэффективности, либо в увеличении емкости и

габаритов аккумулятора, что противоречит требованиям компактности и эргономичности носимых устройств.

Для детальной проверки данного режима работы выполнена вторая серия экспериментов, целью которой было исследовать эффективность работы детектора обрыва для каждого отведения. Результаты эксперимента приведены в таблице 2. В отведениях *aVR* и *v2* получены наихудшие результаты в 96 %, что ниже установленного порога. Однако общий процент правильного срабатывания детектора обрыва выше 97 %. Отклонения в отдельных отведениях находятся в пределах статистической погрешности.

Таблица 2

Данные обрыва контакта по отведениям

Отведение	Число обрывов	Число обнаружений	% срабатывания
<i>I</i>	100	98	98
<i>II</i>	100	97	97
<i>III</i>	100	97	97
<i>aVR</i>	100	96	96
<i>aVL</i>	100	97	97
<i>aVF</i>	100	99	99
<i>v1</i>	100	97	97
<i>v2</i>	100	96	96
<i>v3</i>	100	97	97
<i>v4</i>	100	99	99
<i>v5</i>	100	100	100
<i>v6</i>	100	98	98

В целом методика выбора предпочтительного значения амплитуды возбуждающего сигнала сводится к выбору наименьшего из доступных значений, при котором достигается заданный порог общей эффективности детектора обрыва.

#### 4. Методика выбора коэффициента усиления

Для исследования алгоритма выбора наиболее предпочтительного коэффициента усиления с точки зрения энергоэффективности предлагается следующая схема. В качестве источника сигнала ЭКГ и различных помех воспользуемся симулятором ЭКГ *SECULIFE PS BASE* [5], она позволяет симулировать до 32 отдельных сигналов ЭКГ, в том числе с включением всевозможных аритмий, артефактов и помех. Для исследования методики выбора коэффициентов усиления используется законченный аналоговый интерфейс *ADS1298* из того же набора *ADS1298ECGFE-PDK*. Схема эксперимента изображена на рисунке 2.

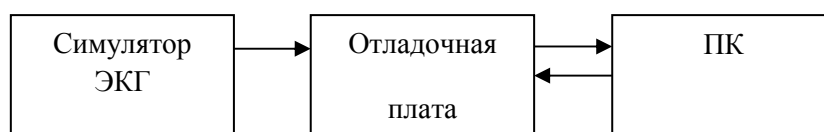


Рис. 2. Схема эксперимента выбора коэффициента усиления

С точки зрения энергопотребления, коэффициент усиления должен быть как можно меньше (оптимальное значение 1), с другой стороны, чтобы исключить из конструкции дополнительные сложные фильтры и усилители, необходимо обеспечить необходимый коэффициент усиления имеющимися аппаратными средствами. Изменение коэффициента усиления производится программным путем с помощью встроенного в микросхему усилителя. Оценка эффективности работы системы проводится по количеству правильно определенных кардиоциклов, т.к. правильное выделение кардиоцикла в условиях свободной двигательной активности подразумевает устранение всех помех и артефактов, а также нахождение ключевых точек *QRS* комплекса, важных с точки зрения диагностики состояния сердца [1]. Для этого используется метод выделения начала реполяризации желудочков, использующийся в компьютерной диагностической системе «Кардиовид» и методы фильтрации сигнала на основе ранговых алгоритмов [2]. Результаты эксперимента отображены в таблице 3.

Таблица 3

Данные выделения кардиоциклов

Максимальная амплитуда сигнала, мВ	Уровень шума, мВ	Коэффициент усиления	Потребление тока, мА	Правильно выделенные кардиоциклы, %
1	0,5	1	14	89
3	0,5	2	15	92
5	0,5	4	21	97
8	0,5	8	28	98
14	0,5	12	30	98

Из данных таблицы 3 видно, что потребление тока существенно возрастает с ростом коэффициента усиления. Выбор режима работы зависит от значения порога критерия общей эффективности. Если в качестве этого значения принимается процент правильно выделенных кардиоциклов равный 97, то минимально достаточный коэффициент усиления равен 4. При этом потребление тока микросхемой составляет 21 мА. При дальнейшем увеличении коэффициента усиления процент правильно выделенных кардиоциклов практически не меняется, однако энергопотребление возрастает на 50 %.

Для использования в мобильных устройствах регистрации и обработки кардосигналов предлагается следующий алгоритм определения предпочтительного коэффициента усиления. По умолчанию выбирается коэффициент, обеспечивающий наилучший показатель с точки зрения энергоэффективности. Далее, если уровень помех или увеличение сопротивления на переходе «кожа-электрод» возрастает, коэффициент повышается с целью сохранить требуемый уровень достоверного выделения сигнала. Если

же пользователем или консультирующим специалистом выбран режим работы повышенного энергосбережения, коэффициент может быть снижен.

Предложенная методика выбора коэффициента усиления позволяет повысить энергоэффективность при регистрации и обработки ЭКС в условиях свободной двигательной активности.

### **Выводы**

На основе разработанного тестового образца ЭКГ-сенсора были исследованы методики выбора предпочтительных с точки зрения энергоэффективности параметров настройки. При использовании микросхемы законченного аналогового интерфейса *ADS1298R* методики выбора величины тока возбуждающего сигнала для работы детектора обрыва и выбора коэффициента усиления позволили продлить время автономной работы устройства до 5 и 50 процентов соответственно. Предложены методики и алгоритмы, позволяющие создать систему самотестирования портативного ЭКГ – сенсора для контроля работы сердца в условиях свободной двигательной активности.

### **Список литературы**

1. Кузьмин А.В. Интеллектуальный анализ электрокардиосигналов для диагностики инфаркта миокарда / А.В. Кузьмин, О.Н. Бодин, Д.С. Логинов // Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Технические науки. – 2010. – № 1. – С. 46-54.
2. Патент № 2522392. Бодин О.Н., Логинов Д.С., Балахонова С.А., Петровский М.А., Рахматуллоев Ф.К., Макарова Т.А., Бальзанникова Е.А. Способ выделения начала реполяризации желудочков сердца // Патент России № 013114682/14, заявл. 01.04.2013, опубл. 10.07.2014.
3. ADS1298ECG-FE/ADS1198ECG-FE ECG Front-End Performance Demonstration Kit User's Guide// <http://www.ti.com> URL: <http://www.ti.com/lit/ug/sbau171c/sbau171c.pdf> (дата обращения: 19.03.2015).
4. Low Power, Three Electrode Electrocardiogram (ECG) Analog Front End// <http://www.analog.com> URL: [http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADAS1000-3\\_1000-4.pdf](http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADAS1000-3_1000-4.pdf) (дата обращения: 19.03.2015).
5. SECULIFE PS - Многофункциональный симулятор пациента // <http://www.elec.ru> URL: <http://www.elec.ru/market/SECULIFE-PS-Mnogofunktsionalnyj-simuljator-patsien-14938236887.html> (дата обращения: 18.03.2015).

### **Рецензенты:**

Светлов А.В., д.т.н., профессор кафедры «Радиотехника и радиоэлектронные системы», ПГУ,  
г. Пенза;

Трофимов А.А., д.т.н., профессор, заместитель начальника учебно-научного центра ОАО  
«НИИФИ», г. Пенза.