В. В. ЖИЛЬЦОВ, д. т. н. В. Л. КОСТЕНКО

Украина, Одесский национальный политехнический университет E-mail: vadim-zilcov@rambler.ru

Дата поступления в редакцию 04.03 2009 г.

Оппонент д. т. н. И. Д. ВОЙТОВИЧ (Ин-т кибернетики, г. Киев)

# УСТРОЙСТВО СБОРА БИОМЕТРИЧЕСКОЙ ИНФОРМАЦИИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ТЕНЗОТРАНЗИСТОРНЫХ ДАТЧИКОВ

Разработано устройство сбора информации. Исследована возможность уменьшения потребляемой мощности такой системы за счет использования мультиплексора и микроконтроллера для предварительной обработки данных от множества датчиков и уменьшения потока данных в персональный компьютер.

Проблема сбора биометрической информации всегда актуальна в медицинских исследованиях. С этой целью применяется широкий набор устройств анализа параметров [1]. Однако известные устройства сбора биометрической информации не всегда используют адаптированные к условиям измерений программные и аппаратные средства. Кроме того, важную роль играет экономический аспект применения аппаратных средств диагностики.

Известные системы измерения биометрических параметров различных фирм (HUNTLEIGH, Германия, Micro Medical, Великобритания, General Electric, США и др.) с высокой точностью контролируют достаточно большое число параметров. Поток информации, поступающий от сетей таких датчиков с расчетной скоростью 2,56 Гбит/с, требует современных вычислительных средств обработки на базе дорогих и мощных процессоров класса Core 2 Quad (Core 2 Duo) или Phenom X4 Quad-Core. Стоимость таких систем — от сотен до десятков тысяч долларов США [2], кроме того, их энергопотребление достаточно высоко, что ограничивает широкое применение.

Решение проблемы может заключаться в оптимизации программного и аппаратного обеспечения с сохранением или улучшением основных эксплуатационных характеристик, в результате чего снизятся затраты на приобретение и обслуживание устройств.

В настоящей статье описано устройство сбора биометрических параметров, особенностью которого является использование в качестве чувствительных элементов комбинированных тензотранзисторных датчиков, организованных в интеллектуальную сеть. Вычислительные мощности в таком устройстве распределяются для промежуточной обработки информации, получаемой на разных этапах.

Авторы исследовали макеты, построенные по схеме, эквивалентной тензотранзисторам TZR-06020-P

(Россия) [3]. В результате компьютерного моделирования была получена эквивалентная схема комбинированного тензотранзистора (рис. 1), который содержит дополнительный управляющий электрод, позволяющий в реальном времени адаптировать его рабочие характеристики к условиям эксплуатации. Структура и основные характеристики комбинированных тензотранзисторов приведены в [4], принципы организации интеллектуальных сетей датчиков описаны в [5].

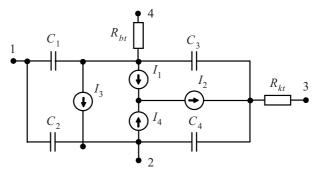


Рис. 1. Эквивалентная схема комбинированного тензотранзистора

Особенности конструкции комбинированного тензотранзистора заключаются в следующем:

- база является одновременно подложкой МДПструктуры;
- источники тока  $I_1$  и  $I_4$  соединены последовательно, параллельно к ним подключен источник тока  $I_3$ ;
- база комбинированного тензотранзистора с сопротивлением  $R_{bt}$  через емкости  $C_1$  и  $C_2$  подключена одновременно к источникам тока  $I_1$  и  $I_4$  и к затвору;
- коллектор тензотранзистора с сопротивлением  $R_{kt}$  соединен с источниками тока  $I_1$  и  $I_4$ , а при помощи емкости  $C_2$  с сопротивлением  $R_{kt}$ .
- $L_{3}^{M}$  емкости  $C_{3}$  с сопротивлением  $R_{bl}^{A}$ ; емкость  $C_{4}$  подключена параллельно источнику тока  $I_{4}$ .

Источник тока  $I_1$  моделирует ток коллектора комбинированной транзисторной структуры:

$$I_1 = I_{11} + I_{12} + I_{13} + I_{14}, (1)$$

где  $I_1$  — полный ток коллектора;

 $I_{11}$  — ток, соответствующий прямому активному режиму биполярного транзистора;

 $I_{12}$  — переменная составляющая тока коллектора;

 $I_{13}^{2}$  — ток в инверсном активном режиме;

 $I_{14}^{7}$  — ток утечек.

#### БИОМЕДИЦИНСКАЯ ЭЛЕКТРОНИКА

В случае, когда  $I_{12}$ = $I_{14}$ =0, уравнение (1) представляет собой классическую модель Эберса–Молла.

Источник тока  $I_4$  моделирует ток эмиттера комбинированной транзисторной структуры и определяется аналогично току источника  $I_1$ .

Для тока источника  $I_1$ , характеризующего МДПчасть прибора, можно записать

$$I_{1} = \begin{cases} b_{3}U_{I1} \left[\theta - \frac{1}{2}(1+\eta)|U_{I1}|\right] + g_{e}U_{I1} \\ & \text{при } |U_{I1}| \leq \frac{\theta}{1+\eta}; \\ \frac{1}{2} \frac{b_{3}}{1+\eta} \theta^{2} \text{sign}(U_{I1}) + g_{e}U_{I1} \\ & \text{при } |U_{I1}| \geq \frac{\theta}{1+\eta}; \\ 0 \text{ при } \theta \leq 0; \end{cases}$$
 (2)

где 
$$\theta = U_{c1} - U_{\text{пор}} + (2/3) \eta U_{c4};$$
 
$$U_{\text{пор}} - \text{пороговое напряжение МДП-структуры;}$$
 
$$b_3 - \text{эффективность эмиттера;}$$
 
$$\eta - \text{поправочный коэффициент;}$$
 
$$g_e - \text{внутренняя проводимость МДП-структуры;}$$
 
$$U_{c1}, U_{I1}, U_{c4} - \text{соответственно напряжение затвор-исток (эмиттер), сток-исток (коллектор-эмиттер), подложка-исток (база-эмиттер).}$$

Компьютерное моделирование и макетирование комбинированного транзисторного устройства проводилось по эквивалентной схеме, модернизированной и дополненной в соответствии с решаемой задачей. Структурная схема такого устройства представлена на рис. 2.

Во входной части устройства применяются твердотельные датчики съема тензометрических показаний, а также АЦП высокой точности (разрядностью до 14 бит). Это позволяет снизить энергопотребление и массогабаритные показатели устройства с одновременным улучшением его экономических показателей. Пример схемы подключения датчика показан на рис. 3.

Выбор тензометрических датчиков полупроводникового типа обусловлен следующими преимуществами [3]:

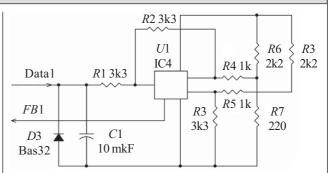


Рис. 3. Схема подключения датчика (FB1 — FeedBack канал обратной связи)

- высокой чувствительностью (коэффициент тензочувствительности — от 50 для поликристаллических пленок до 260 для монокристаллов);
- высоким коэффициентом всестороннего сжатия (до  $5.8 \cdot 10^{-3} \text{ M}\Pi \text{a}^{-1}$ );
  - линейностью тензохарактеристики;
- низким температурным коэффициентом сопротивления:
  - высокой радиационной стойкостью;
- стойкостью к внешним воздействиям (предел прочности на сжатие  $40 \text{ кгс/мм}^2$ );
- высокой точностью изготовления датчиков, благодаря чему возможна реализация комбинированных сенсоров с различными характеристиками;
  - адаптивностью обратной связи.

Датчики организованы в интеллектуальную сеть. Сигнал с датчиков поступает для дальнейшей обработки в цифровом виде. Следует отметить, что цифровое представление сигнала позволяет снизить требования к каналу передачи данных (его помехоустойчивости, длине проводников, качеству соединений) и применять цифровые мультиплексоры для уменьшения количества линий сбора данных. Применение многоканальных мультиплексоров, поддерживающих функцию каскадирования, дает возможность гибкого масштабирования сети из более чем 512 датчиков, и их количество может увеличиваться.

Дальнейшая обработка информации происходит на нескольких микропроцессорах средней вычислительной мощности. Рабочая частота используемых микропроцессоров семейства МС РІС может варьироваться в диапазоне от 4 до 100 МГц. При этом обеспечивается высокая производительность (до 25 млн.



Рис. 2. Структурная схема устройства сбора информации

### БИОМЕДИЦИНСКАЯ ЭЛЕКТРОНИКА

Параметр	Измеритель [6]	Разработанное устройство
Напряжение питания устройства, В	7,5—15	5—30
Потребляемый ток, мА	<110	<180
Количество измерительных каналов	32	>64
Коэффициент усиления по дифференциальному входу	10—1000	до 12000
Погрешность измерения деформации, %	не больше 3	не больше 1
Разрядность АЦП, бит	10	14
Длительность измерения одного канала, мкс	3,53	1,5
Погрешность усиления, %	не хуже 1,5	не хуже 1
Диапазон частот измеряемых сигналов, Гц	0—20	0—20
Скорость передачи данных на ПК, бод	9600	9600

операций в секунду) и не требуются дополнительные системы охлаждения процессора.

Наличие промежуточных «вычислительных центров» позволяет при необходимости учитывать особенности сигнала на определенном участке сети датчиков (тип выходного сигнала датчика, необходимую точность обработки сигнала), а также включать или выключать ветви сети датчиков для снижения энергопотребления. Благодаря введению канала обратной связи появляется возможность гибкого управления сетью и изменения ее функциональных характеристик (чувствительность датчиков, температурная компенсация). Канал обратной связи организован таким образом, что каждый датчик перестраивается независимо за счет дополнительных управляющих элементов [5].

С целью снижения затрат на оптимизацию программного обеспечения был разработан пакет программ на языке Assembler, что позволило совместить высокую степень функциональности и малый объем машинного кода. Это дало возможность использовать при построении устройства более простые, экономичные и вместе с тем высокопроизводительные микроконтроллеры семейства МС РІС.

Программное обеспечение (**ПО**) разработано в среде Windows на языке Delphi. Выбор среды разработки обусловлен доступностью лицензионного ПО (стоимость пакета ПО Delphi около 1000 долл. США, пакета Windows XP НЕ — 80 долл. США и т. д.), а также удобством работы в данной среде.

Электронная схема платы-приемника разработана в среде «OrCAD – Capture CIS». Ее отладка производилась в среде «OrCAD – Layout Plus».

Для исследования эксплуатационных свойств системы был изготовлен ее макет, включающий в себя специально разработанную печатную плату с размещенными на ней функциональными узлами. В качестве измерительных сенсоров применялись перестраиваемые полупроводниковые датчики.

Многофункциональная микросхема с возможностью многократного программирования — микропроцессор РІС 16F452 — обладает высокой производительностью. Отличительной характеристикой выбранной модели процессора является наличие 32-х вхо-

дов с внутренними АЦП. Такая особенность дает возможность при необходимости получать цифровой сигнал высокой точности без применения дополнительных аппаратных средств.

В качестве мультиплексора выбран низковольтный 8-канальный аналоговый мультиплексор MAX4600-4699 с сопротивлением открытого ключа 3,5 Ом.

Микроконтроллер MAX232 позволяет достигать максимальной скорости передачи данных 115200 Кбит/с, однако для повышения помехозащищенности канала передачи данных скорость была уменьшена до 9600 Кбит/с. Для сравнения эксплуатационных свойств в таблице приведены характеристики действующего макета и аналогичного устройства [6].

Исследования показали, что разработанное устройство благодаря наличию унифицированных входных каналов позволяет расширить информативную возможность за счет подключения датчиков различных параметров, например оптических, температурных и т. д.

В ходе исследования макета было измерено энергопотребление системы в целом и каждого ее элемента в отдельности.

Для применяемых полупроводниковых твердотельных датчиков характерно низкое энергопотребление. При значениях тока от 2 до 15 мА и при напряжении питания датчика 5—12 В потребляемая мощность не превышала 0,18 Вт.

Мультиплексор MAX 4850 потребляет ток 5 мА при напряжении питания 4,5 В. Потребляемая мощность составляет 0,00225 Вт.

Потребляемая мощность микропроцессоров семейства MC PIC определялась по формуле:

$$P = V_{dd} \{ I_{dd} - \Sigma I_{oh} \} + \Sigma \{ \{ V_{dd} - V_{oh} \} I_{oh} \} + \Sigma \{ V_{ol} I_{ol} \},$$
 (2)

где  $V_{dd}$  — напряжение питания;

 $I_{dd}^{uu}$  — ток ядра процессора;

индексы (oh)» и (oh)» соответствуют логической единице и логическому нулю порта.

Потребляемая мощность выбранного нами микропроцессора PIC 16F452 не превышает 1,2 Вт.

Для устройства, состоящего из N датчиков, одного микропроцессора и n мультиплексоров максимальная потребляемая мощность  $P_u$  может быть рассчитана по формуле

# $P_u = NI_dU_d + P_p + nI_mU_m,$

где N — количество датчиков;

 $I_d$  — ток потребления датчика (0,015 A);

 $U_d^{"}$  — напряжение питания датчика (12 B);

 $P_{p}^{"}$  — потребляемая мощность микропроцессора (1,2 Вт);

n — количество мультиплексоров;

 $I_m$  — ток потребления мультиплексора (0,005 A);

 $U_m$  — напряжение питания мультиплексора (4,5 В).

Таким образом, исследования показали, что устройство, построенное на предлагаемой элементной базе и состоящее из 64-х датчиков, шести мультиплексоров и микропроцессора, потребляет мощность не более 12,9 Вт, что значительно ниже, чем у существующих аналогов.

Тестирование устройства заключалось в проверке механической прочности монтажа компонентов, корректности работы протокола обмена, возможности обеспечения помехоустойчивости приемников и каналов передачи информации и заданного времени наработки на отказ.

Поток данных от датчиков, проходя обработку в устройстве сбора информации, оптимизируется. Становится возможной передача результатов по сетям с пропускной способностью до 10 Мб/с. В свою очередь, для обработки потока меньшего объема и с большей степенью предварительной структуризации требуется процессорная мощность вычислительных ма-

На основании результатов исследования установлено, что система обладает высокой точностью, собрана на доступной и недорогой элементной базе и позволяет подключать на вход унифицированные датчики различных типов. Общие затраты на изготовление рабочего макета устройства были на порядок ниже стоимости соответствующих аналогов.

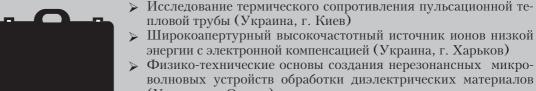
#### ИСПОЛЬЗОВАНЫЕ ИСТОЧНИКИ

- 1. Войтович І. Д., Корсунський В. М. Інтелектуальні сенсори.— К.: Інститут кібернетики ім. В. М. Глушкова, 2007.
- 2. Компания Huntleigh Healthcare разработчик и производитель неинвазивного медицинского оборудования www.huntleigh.ru.
- 3. Ваганов В. И. Интегральные тензопреобразователи.— М.: Энергоатомиздат, 1983.
- 4. Костенко В. Л., Швец Е. Я., Киселев Е. Н., Омельчук Н. А. Измерительные преобразователи на основе комбинированных твердотельных структур.— Запорожье: ЗГИА, 2001.
- 5. Костенко В. Л., Жаровцев С. О., Чигаев Г. А. Специализированные сети на основе твердотельных датчиков // Технология и конструирование в электронной аппаратуре.— 2008.— № 2.— С. 14—16.
- 6. Дружинин А. А., Вуйцик А. М., Ховерко Ю. Н. Многоканальный измеритель деформации для исследования конструкционных материалов // Технология и конструирование в электронной аппаратуре. 2008. № 3. С. 17—19.

### в портфеле редакции в портфеле редакции в портфеле редакции в портфеле редакции

БИОМЕДИЦИНСКАЯ ЭЛЕКТРОНИКА

- Метод защиты поверхности припоя от окисления (Украина, г. Одесса)
- Многофункциональное устройство электропитания (Украина, г. Одесса)
- Вихретоковый анизотропный термоэлектрический приемник (Украина, г. Черновцы)
- Оптико-акустические эффекты в решетчатых упаковках (опаловые матрицы как метаматериал) (Россия, г. Москва)
- > Технологии изготовления тонкопленочных резисторов (Россия, г. Арзамас)
- ➤ Технологические особенности получения качественных активных слоев InP в составе гетероструктур для диодов Гана (Украина, г. Львов)
- Термостабильные интерференционные ZnO-покрытия для активных элементов ZnSe:Cr<sup>2</sup>+лазеров ИК-диапазона (Украина, г. Харьков)
- Волоконно-оптические мультиплексоры / демультиплексоры для систем передачи информации (Россия, г. Москва)
- ightharpoonup Технология и конструкция модуля солнечных батарей на основе соединений  $A^3B^5$  с концентраторами солнечной энергии и высокоэффективной системой теплоотвода (Украина, г. Львов)
- ▶ Развитие средств создания безмасляного вакуума для электронных установок и комплексов (Россия, г. Москва)
- Исследование метрологических характеристик интеллектуальных сенсоров для измерения температуры. Методики расчета разрешающей способности АЦП и обработки аналоговых и цифровых сигналов (Украина, г. Одесса)
- Радиоволновое охранное устройство на излучающем кабеле (Украина, г. Львов)



- (Украина, г. Одесса)▶ Фотоэлектростимулированная пассивация спектрометрических
- CdZnTe-детекторов (Украина, г. Харьков)

в портфеле редакции в портфеле редакции в портфеле редакции в портфеле редакци