

Д.А. Прилуцкий, С.В. Селищев, А.О. Устинов

УСТРОЙСТВО БЕСПРОВОДНОЙ ПЕРЕДАЧИ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЧЕСКИХ И ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИЧЕСКИХ ДАННЫХ

Аннотация

В статье представлен обзор беспроводных протоколов, позволяющих реализовать портативный ЭКГ/ЭЭГ-датчик. Рассмотрено схемотехническое решение канала данных стандарта ZigBee, основанное на микроконтроллере «Texas Instruments CC2530». Представлен разработанный прибор, и перечислены его основные параметры.

Одним из основных направлений развития медицинской техники в настоящее время является разработка средств беспроводной передачи биомедицинских данных, в частности электрокардиографических (ЭКГ) и электроэнцефалографических (ЭЭГ) сигналов. Применение таких средств позволяет существенно повысить комфортность измерений при длительном (до суток и более) мониторинге состояния здоровья пациента и при исследовании физиологических процессов, связанных с двигательной активностью. Большое значение имеет использование беспроводных каналов передачи данных в нейрокомпьютерном интерфейсе [1]-[3]. Кроме того, устройства беспроводной передачи ЭКГ- и ЭЭГ-сигналов могут найти применение в системах контроля состояния водителей транспортных средств и операторов опасных механизмов и систем.

В настоящее время для передачи биомедицинских данных наиболее широко применяются протоколы Bluetooth и ZigBee, использующие нелицензируемый диапазон частот ISM (Industrial, Scientific and Medical – промышленный, научный и медицинский) [4]-[7]. Конкретный выбор протокола передачи данных и диапазона рабочих частот определяет основные характеристики устройств беспроводной передачи данных: массу и габариты, скорость передачи данных, дальность устойчивой связи, время непрерывной работы, стоимость, возможность создания сети из нескольких устройств.

Для разработанного устройства беспроводной передачи ЭКГ- и ЭЭГ-сигналов были выбраны рабочий диапазон с центральной частотой 2450 МГц и протокол ZigBee. Это позволило реализовать сеть датчиков из 10 и более устройств, используя недорогую компонентную базу. Время автономной работы датчика может достигать 15 ч, а дальность устойчивой связи на открытом пространстве – нескольких десятков метров. Для обработки поступающих данных и управления сетью устройств с помощью персонального компьютера были разработаны адаптер с возможностью приема данных по протоколу ZigBee и специальное программное обеспечение (ПО).

Диапазон рабочих частот и протокол передачи данных

Основными требованиями, предъявляемыми к носимым устройствам беспроводной передачи био-

медицинских данных, являются минимизация массы и размеров, возможность сопряжения устройств в единую сеть, что обеспечивает одновременный прием данных от нескольких пациентов или параллельное получение ЭЭГ и ЭКГ от одного пациента, а также снижение стоимости. Успешное решение проблем, связанных с удовлетворением этих требований, в первую очередь определяется выбором рабочей частоты и протокола передачи данных.

Передача данных на нелицензируемых частотах не требует получения государственных разрешений на использование приемопередающего оборудования [8]. Для датчика ЭКГ/ЭЭГ оптимальным является диапазон с центральной частотой 2450 МГц. Выбор этого диапазона позволяет использовать большое количество типовых аппаратно-программных решений на основе открытых стандартов связи. Применение диапазонов с низкой центральной частотой (433, 915 МГц) приводит к увеличению габаритов устройства и сужению рабочей полосы, выбор диапазонов с высокой центральной частотой (5800 МГц) связан с использованием более дорогой элементной базы при существенно меньшем наборе готовых компонентов. Наиболее известные стандарты и технологии связи диапазона 2450 МГц представлены в табл. 1 [9].

Для обеспечения возможности создания сети датчиков формат передачи данных был выбран в соответствии со спецификацией ZigBee. Эта спецификация оптимизирована для сетей беспроводных датчиков, использующих автономные элементы питания. Она характеризуется малым потреблением энергии, невысокой скоростью передачи данных и доступной компонентной базой. Сетевая архитектура поддерживает маршрутизацию, ретрансляцию, позволяет проводить гибкое конфигурирование и построение шлюзов в сети Ethernet [10]. Стандарт IEEE 802.15.4 [11] определяет только низшие уровни беспроводного взаимодействия – физический и управления доступом к радиоканалу. Спецификация ZigBee определяет оставшиеся уровни: сетевой, уровни безопасности, структуры и профиля приложения. Беспроводной канал на основе технологии ZigBee является предпочтительным выбором для реализации датчика, так как обеспечивает максимальное время автономной работы устройства в совокупности с распространенным компонентным базисом.

Таблица 1

Основные стандарты и технологии связи диапазона 2450 МГц

Технология передачи	Скорость передачи данных, кбит/с	Среднее расстояние связи, м	Типичное потребление энергии, мВт; тип микросхемы, производитель
IEEE 802.15.1 // Bluetooth 1.2	700	10...100	80 BlueCore2, CSR (США)
IEEE 802.15.1 // Bluetooth 2.1	3000	10...100	100 BlueCore4, CSR (США)
IEEE 802.11 // Bluetooth 3.0+HS	24000	10...100	100 CSR8311, CSR (США)
IEEE 802.15.4 // ZigBee	250	10...100	90 CC2530, Texas Instruments (США)
IEEE 802.15.4 // NanoNET	2000	10...300	200 NA1TR8, Nanotron (Германия)
IEEE 802.11 // Wi-Fi	11000	10...300	725 CX53111, Conexant (США)
IEEE 802.15 // ANT	1000	20	70 nRF24AP1, Nordic Semiconductor (Норвегия)

Выбор передающей антенны и разработка приемного устройства

Передающая антенна портативного устройства передачи биомедицинских сигналов должна иметь минимальные габариты и обеспечивать передачу данных на расстояние в несколько метров. Для выбора оптимальной конструкции были проведены испытания различных типов приемопередающих антенн: дипольной – Texas Instruments DN004, штыревой – из комплекта Texas Instruments CC2430EB, чип-антенн Antenna Factor (США) ANT-2.4-CHP и Fractus (Испания), Compact Reach Xtend [12]. Передаваемые сигналы регистрировались с помощью спектроанализатора MetaGeek (США) Wi-Spy 2.4x, подключенного к персональному компьютеру, и программы Chanalyzer 3.0. Приемная часть была расположена на расстоянии 5 м от датчика, генерирующего сигнал мощностью 0,6 дБ·м. В ходе испытаний измерялись максимальное и минимальное значения мощности излучения на каждом из каналов в режиме реального времени.

Результаты эксперимента представлены на *рис. 1*.

По результатам испытаний была выбрана чип-антенна «Fractus». Эта антенна показала максимальное значение мощности излучения (–60 дБ·м) и при этом имеет минимальные габариты.

Первоначально в качестве приемного устройства использовался серийно производимый адаптер ZigBee, но в целях повышения эффективности тракта и снижения затрат на производство был разработан собственный приемник сигнала на базе микроконтроллера Texas Instruments CC2430, трансивера Texas Instruments CC2591 и микросхемы FTDI (Великобритания) FT232, обеспечивающей связь по шине USB.



Рис. 1. Мощность принимаемого сигнала на расстоянии 5 м от источника для различных типов антенн

Устройство беспроводной передачи ЭКГ- и ЭЭГ-сигналов

Структурная схема разработанного устройства датчика представлена на *рис. 2*. Количество дифференциальных каналов датчика варьируется от одного до четырех. Сигнал от электродов поступает на схему защиты, которая обеспечивает подавление радиочастотных помех и защиту от статического электричества. На дифференциальном усилителе А1 задается начальный коэффициент усиления, различный для ЭКГ- и ЭЭГ-сигналов. На активном фильтре нижних частот ФНЧ1, реализованном на усилителе А2, и фильтре верхних частот ФВЧ задается окно фильтрации входного сигнала. На усилителе А3 задается финальный коэффициент усиления. Антиалиасинговый фильтр ФНЧ2 устанавливается перед входом микроконтроллера для подавления спектральных компонент с частотой больше половины частоты дискретизации.

Микроконтроллер осуществляет аналого-цифровое преобразование и обработку входного сигнала, функционирование транспортного протокола и беспроводного канала. Симметрирующий трансформатор, выполненный на дискретных компонентах, преобразует выходной импеданс микроконтроллера к входному импедансу антенны.

Энергонезависимая память обеспечивает хранение последних 10 мин данных обследования в буфере FIFO (First in First out – первым пришел – первым ушел), что снижает риск потери информации в случае нарушения связи датчик-приемник. Блок заряда обеспечивает заряд и контроль состояния Li-Ion одноэлементного аккумулятора. Энергия для заряда поступает от внешнего источника питания

или от силовых линий компьютерного интерфейса USB.

Светодиодные индикаторы отображают состояние работы прибора: инициализация, спящий режим, рабочий режим, низкое питание, начало и окончание процесса зарядки. Аккумуляторная батарея обеспечивает непрерывную работу усилителя в течение не менее 15 ч.

В датчике использован микроконтроллер «Texas Instruments CC2530» [13], обладающий следующими параметрами, важными для датчиков ЭКГ/ЭЭГ: высокопроизводительное 16-разрядное ядро типа 8051; объем оперативной памяти 8 кбайт; объем flash-памяти программ до 256 кбайт; 6 каналов 12-разрядного дельта-сигма АЦП; чувствительность радиочастотного тракта – 97 дБ·м; мощность выходного сигнала 4,5 дБ·м; потребление энергии 30 мА в режиме передачи и 1 мА в режиме ожидания.

Основные параметры датчика отображены в табл. 2. Датчик ЭКГ крепится с помощью кнопок к нагрудному поясу со встроенными электродами. Ремень обхватывает грудь и незаметен при ношении под одеждой, что позволяет комфортно осуществлять обследование даже при занятиях спортом или других типах физической активности. Датчик ЭЭГ фиксируется на специальном электродном шлеме, что позволяет минимизировать длину кабелей и снизить уровень помех, вызванных их смещением. Все электроды шлема выполнены по технологии Ag/AgCl и обладают низкой поляризацией – не более 10 мВ.

Разработанное программное обеспечение включает в себя:

- встроенное ПО микроконтроллера;

Основные параметры датчика

Параметр	Тип сигнала	
	ЭКГ	ЭЭГ
Динамический диапазон сигнала	±5 мВ	±300 мкВ
Максимальная постоянная составляющая сигнала, мВ	±310	±30
Частотный диапазон, Гц	0,5...40	1...50
Коэффициент усиления	124	2080
Частота дискретизации, Гц	122	122
Количество каналов	1	4
Входной шум, мкВ	< 20	
Входной импеданс, МОм	> 100	
Интерфейс	IEEE 802.15.4	
Питание	Аккумуляторная батарея 3,7 В, 550 мА·ч	
Время непрерывной работы, ч	> 15	
Время работы в режиме ожидания, дней	≥ 100	
Зона покрытия, м ²	До 200	
Заряд	По шине USB от ПК или сетевого кабеля	
Габариты датчика, мм	55 x 35 x 15	
Масса, г	< 40	

- драйвер приемного адаптера для операционных систем Windows;
- библиотеку программиста;
- программу для тестирования датчика;
- прикладное ПО.

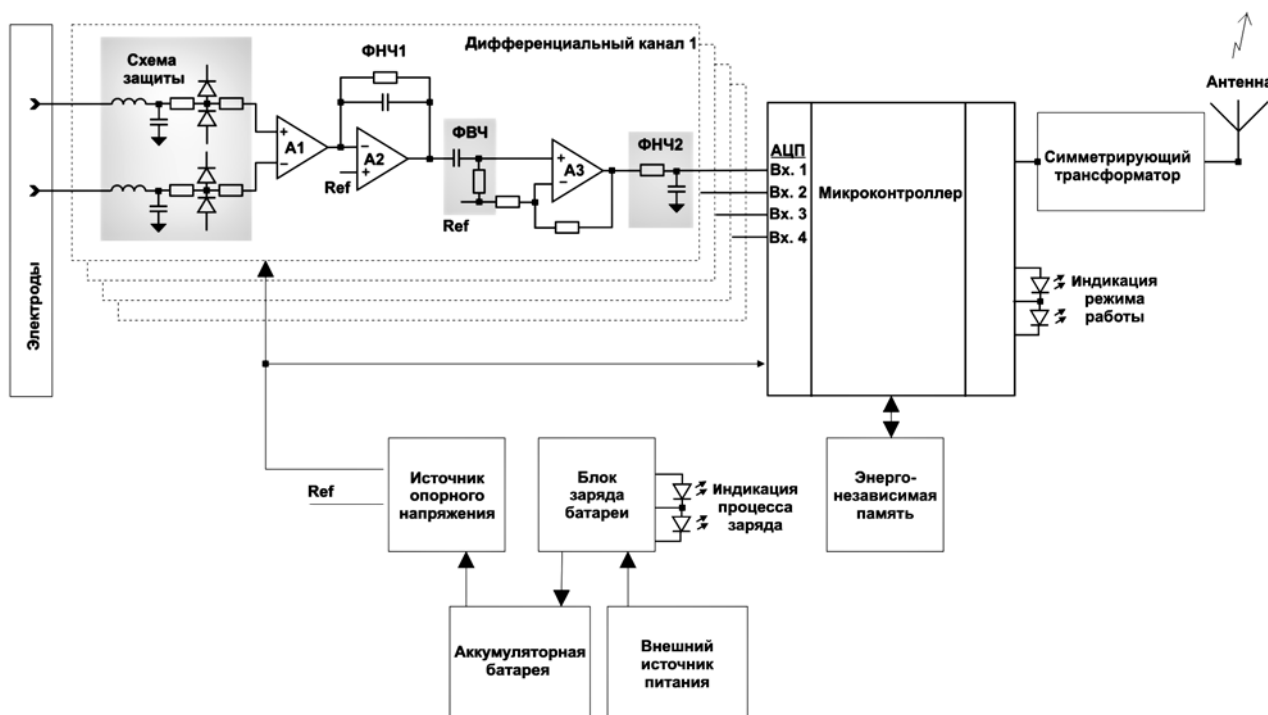


Рис. 2. Структурная схема датчика

Рабочее окно программы для тестирования представлено на рис. 3. Она позволяет выбрать число визуализируемых каналов усилителя, измерить амплитуду сигнала, обеспечить одновременный мониторинг нескольких устройств, измерить уровень заряда батареи и посмотреть статистику канала передачи данных. Каждое устройство имеет уникальный MAC-адрес, связанный с серийным номером, что позволяет выборочно включать/отключать приборы по радиокоманде.



Рис. 3. Рабочее окно программы для тестирования датчика

Заключение

Использование серийного интегрального процессора с поддержкой радиоканала на основе промышленного стандарта IEEE 802.15.4 позволило создать недорогой портативный четырехканальный датчик ЭКГ/ЭЭГ, обеспечивающий преобразование и передачу сигнала в пределах помещения площадью до 200 м², длительную автономную работу, возможность включения по радиокоманде, электромагнитную совместимость. Такие датчики способны оперативно объединяться и создавать сети, в которые могут быть подключены и другие устройства на базе стандарта IEEE 802.15.4, исполняющие роль ретранслятора для расширения зоны покрытия.

Разработанное устройство может быть модифицировано для передачи миографического, фотоплетизмографического, кожно-гальванического и дыхательного сигналов.

Работа выполнена при частичной финансовой поддержке Министерства образования и науки РФ (государственный контракт П553 от 5 августа 2009 г.).

Список литературы:

1. Pandian P.S., Safeer K.P., Shakunthala D.T., Sundershesu B.S., Padaki V.C. Wireless Sensor Network for Wearable Physiological Monitoring // Journal of Networks. 2008. Vol. 3. № 5. PP. 21-29.
2. Birbaumer N. The Implementation of a Wireless Electroencephalogram // Psychophysiology. 2006. № 43. PP. 517-532.

3. Lin C.-T., Lin F.-C., Chen S.-A., Lu S.-W., Chen T.-C., Ko L.-W. EEG-based brain-computer interface for smart living environmental auto-adjustment // Journal of Medical and Biological Engineering. 2010. Vol. 30. № 4. PP. 237-245.
4. Vergari F., Auteri V., Corsi C., Lamberti C. A ZigBee-based ECG transmission for a low cost solution in home care services delivery // Mediterranean Journal of Pacing and Electrophysiology. Special Issue Article Preview. 2009.
5. Saeed A., Faazipour M., Nourani M., Banerjee S., Lee G., Gupta G., Tamil L. A Scalable Wireless Body Area Network for Bio-Telemetry // Journal of Information Processing Systems. 2009. Vol. 5. № 2. PP. 77-86.
6. Marzencki M., Tavakolian K., Chuo Y., Hung B., Lin P., Kaminska B. Miniature Wearable Wireless Real-time Health and Activity Monitoring System with Optimized Power Consumption // Journal of Medical and Biological Engineering. 2010. Vol. 30. № 4. PP. 227-235.
7. CISPR 11, Industrial, scientific and medical (ISM) radio-frequency equipment – Electromagnetic disturbance characteristics – Limits and methods of measurement – CIS/B, 2004.
8. ГОСТ Р 51318.11-2006 Совместимость технических средств электромагнитная. Радиопомехи промышленные от промышленных, научных, медицинских и бытовых (ПНМБ) высокочастотных устройств. Нормы и методы испытаний.
9. Lee J.-S., Su Y.-W., Shen C.-C. A Comparative Study of Wireless Protocols: Bluetooth, UWB, ZigBee, and Wi-Fi / The 33rd Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society, 2007.
10. Панфилов Д., Соколов М. Введение в беспроводную технологию ZigBee стандарта 802.15.4 // Электронные компоненты. 2004. № 12. PP. 73-79.
11. IEEE 802.15.4 IEEE Standard for information technology – Telecommunications and information exchange between systems – Local and metropolitan area networks – Specific requirements – Part 15.4: Wireless Medium Access Control (MAC) and Physical Layer (PHY) Specifications for Low-Rate Wireless Personal Area Networks (LR-WPANs), 2003.
12. Andersen A. Antenna Selection Guide. Application Note AN058 / Texas Instruments, 2007.
13. Second Generation System-on-Chip Solution for 2.4 GHz IEEE 802.15.4 / RF4CE / ZigBee / Texas Instruments, 2009.

Дмитрий Анатольевич Прилуцкий,

канд. техн. наук,

генеральный директор,

ООО «Медицинские компьютерные системы»,

Сергей Васильевич Селищев,

д-р физ.-мат. наук,

зав. кафедрой,

Артем Олегович Устинов,

аспирант,

кафедра биомедицинских систем,

Национальный исследовательский

университет «МИЭТ»,

г. Зеленоград,

e-mail: pdima@mks.ru