

4. *Plonsey R.* (1984) Quantitive Formulations of Electrophysiological Sources of Potential Fields in Volume Conductors. IEEE Trans. Biomed. Eng. P. 868 - 872. 1984.
5. *Plonsey R.* Bioelectric Phenomena. McGraw Hill, New York. 1969.
6. *Pethig R.* Dielectric Properties of Body Tissues. Clin. Phys. Physiol. Meas. 8 (suppl A). P. 5 - 12. 1987.
7. *Duck F.A.* Physical Properties of Tissue - A Comprehensive Reference Book. Academic Press, London. P. 167 - 223. 1990.
8. *Brown B.H.* Tissue Impedance Methods. Prog. Med. Enviro. Phys. P. 85 - 110. 1983.
9. *Barber D.C., Brown B.H.* Progress in Electrical Impedance Tomography. Inverse Problems in Partial Differential Equations. D. Colton, R. Ewing, and W. Rundell(eds). Society for Industrial and Applied Mathematics, Philadelphia. 151 - 164. 1990.
10. *Henderson R.P., Webster J.G.* An Impedance Camera for Spatially Specific Measurements of the Thorax. IEEE Trans. Biomed. Eng. P. 250 - 254. 1978.
11. *Nopp P., Rapp E., Pfitzner H., Nakesch H. and Ruhsam Ch.* Dielectric Properties of Lung Tissue as a Function of Air Content. Phys. Med. Biol. P. 699 - 716. 1993.
12. *Visser K.R.* Electric Properties of Flowing Blood and Impedance Cardiography. Ann. Biomed. Eng. P. 463 - 473. 1989.

А.С. Рябоконт

МЕТОДЫ СНИЖЕНИЯ ЭНЕРГОПОТРЕБЛЕНИЯ НОСИМЫХ КАРДИОМОНИТОРОВ

Устройства по контролю состояния человека, такие как малогабаритный электронный кардиограф с автономным питанием, предназначены для снятия и сохранения во внутренней памяти электрофизиологических сигналов человеческого организма в течение времени, пока человек испытывает нормальную физическую нагрузку (например, ходьба по специальному кардиологическому маршруту – терренкуру). В этом случае, для обеспечения оперативного контроля в реальном времени возникает необходимость создания подсистемы связи для кардиографа, обеспечивающей в течение заданного интервала работы передачу данных о состоянии и текущем местоположении человека.

Данная задача реализуется с использованием GPS-модуля и GSM-модуля, поддерживающего технологию передачи данных GPRS. Подсистема связи и привязки на местности должна обеспечивать:

- минимальные затраты дополнительных ресурсов ядра системы;
- время работы с автономным питанием – не менее 4-6 часов;
- режимы передачи данных – циклический и по запросу.

Применение собственного процессора GSM- или GPS-модуля для обработки физиологических сигналов в реальном времени затруднительно, так как данный процессор поддерживает только язык скриптов, на котором невозможна даже примитивная обработка оцифрованного сигнала. Кроме того, все же основным назначением встроенного процессора GSM-модуля является прием и передача данных в GSM-сети, поэтому все дополнитель-

ные нестандартные задачи являются вторичными. Поэтому было принято решение использовать в качестве вычислительного ядра системы микроконтроллер, управляющий всеми устройствами в системе. Он обрабатывает сигналы датчиков, оцифровываемые АЦП высокого разрешения (16 бит). Для его подключения применяется программно реализованный порт SPI.

Все обрабатываемые данные сохраняются в карте памяти MMC с использованием порта контроллера SPI. При необходимости эти данные могут быть переданы по каналу GPRS. Для подключения устройств подсистемы связи используется дополнительный порт UART контроллера, при этом, как показано на рис. 1, GPS- и GSM-модули соединяются последовательно.

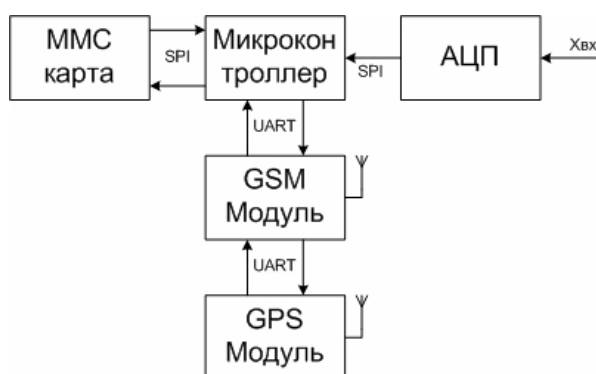


Рис. 1. Структурная схема системы контроля состояния человека

GSM-модуль Sony Ericsson GR64 [1] имеет два встроенных порта UART, и может управляться либо внешним устройством с помощью AT-команд, либо работать по собственной программе, записываемой во внутреннюю память модуля. Второй порт используется для подключения GPS-модуля uBlox TIM-LL, который передает информацию о текущем местоположении в виде строки в соответствии со спецификацией протокола ANTARIS [2].

Без подсистемы связи и привязки на местности потребление тока кардиографом в среднем постоянно за все время работы (10-15 мА); пиковое потребление (40 мА) наблюдается лишь при записи данных во внешнюю flash-память и носит кратковременный характер (порядка 3-4 мс). Однако в связи с добавлением в кардиограф беспроводных радиоустройств нагрузка существенно увеличивается, и остро встает вопрос энергосбережения. Для снижения потребления тока могут быть применены следующие меры:

- выбор микроконтроллера Texas Instruments семейства MSP с низким потреблением и поддержкой разнообразных "спящих" режимов;

- использование "спящего" режима GSM-модуля, включаемого с помощью AT-команд или с использованием сигналов DTR- и DSR-портов UART со стороны контроллера;
- использование "спящего" режима GPS-модуля, включаемого с помощью команд UBX-протокола.

Для выбранных устройств типичные значения потребляемого тока в основных режимах работы приведены в табл. 1. Как видно, микроконтроллер в активном режиме потребляет незначительный ток [3]. Поэтому для снижения потребления тока кардиографом применяются "спящие" режимы радиоустройств.

Для циклического режима работы с периодом передачи данных и определения координат, равным 60 с, среднее значение потребляемого тока составляет: для GSM-модуля – 100 мА, для GPS-модуля – 30 мА. В режиме передачи данных по запросу потребление тока кардиографом существенно снижается.

Таблица 1

Потребляемые токи устройств	
GSM-модуль GR64	
Передача данных, мА	330
Ожидание, мА	16
Спящий режим, мА	1,6
Микроконтроллер MSP430	
Активный режим, мкА	400
спящий режим, мкА	0,1
GPS-модуль TIM-LL	
Начальный старт, мА	125
Активный режим, мА	60
Спящий режим, мкА	100

Поскольку для питания устройства используются два NiMH аккумулятора GP1000AAA, включенных последовательно, с номинальным напряжением 1,2 В и емкостью 1000 мА·ч, то при токе 130 мА время работы кардиографа составит [4]:

$$t = \frac{1000}{130} \approx 7,5 \text{ ч.}$$

Однако для обеспечения необходимого уровня напряжения необходимо использовать повышающий импульсный "step-up" стабилизатор MAX1675 с выходным напряжением 3,3 В и максимальным током нагрузки 500 мА.

Эффективность (КПД) стабилизатора зависит от входного напряжения (рис. 2) и в основном определяется разрядной характеристикой используемых элементов питания. В данном случае КПД рассчитывалось на основе графика эффективности стабилизатора от входного напряжения и разрядной характеристики аккумулятора при токе разряда 200 мА. Время разряда в этом случае составляет 5 часов (300 минут). Входное напряжение

стабилизатора за цикл разряда аккумуляторов изменяется в пределах от 2,8 В до 1,1 В при температуре 25°C.

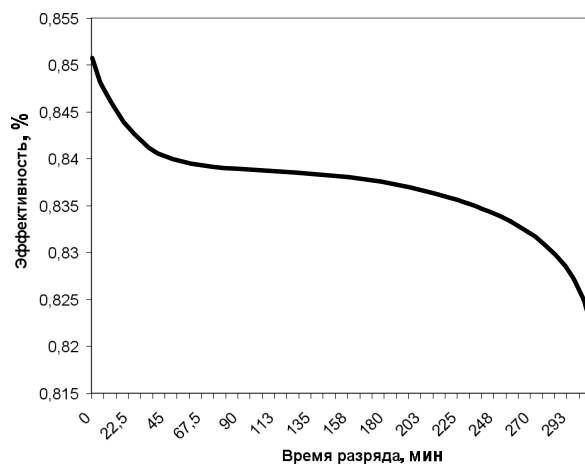


Рис. 2. Эффективность стабилизатора MAX1675

Для более точных теоретических оценок эффективности необходимо провести моделирование работы кардиографа в системе MATLAB Simulink с учетом функции потребляемого тока каждого узла устройства в совокупности. Это также позволит уточнить время работы кардиографа с автономным питанием.

В дальнейшем планируется провести моделирование работы подсистемы связи и привязки на местности кардиографа в условиях реальных сигналов и реального времени.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Sony Ericsson Mobile Communications International, 2003. Publication number: LZT 123 7589 R1A
2. TIM-LL Module– System Integration Manual /reference Design (Incl. Super-Sense) GPS.G3-MS3-04035.
3. Семейство микроконтроллеров MSP430x1xx. Руководство пользователя.: Пер. с англ. – М.: Серия «Библиотека Компэла». ЗАО «Компэл», 2004. – 368с.
4. Варламов В.Р. Современные источники питания: Справочник. 2-е изд., испр. и доп. – М.: ДМК Пресс, 2001. – 224 с.

С.А. Синюгин

СТРУКТУРНЫЙ АНАЛИЗ УСКОРЕНИЙ ПРИ ХОДЬБЕ ЧЕЛОВЕКА ДЛЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ РАЗВИВАЕМОЙ МОЩНОСТИ

Проблема оценки развиваемой мощности крайне важна для определения резервов организма, диагностики скрытой ишемической болезни