

DESENVOLVIMENTO DE UM MONITOR CARDÍACO PORTÁTIL COM CONEXÃO WI-FI PARA TRANSMISSÃO VIA INTERNET

K. L. da Silva*, A. N. Silva*, F. V. R. da Silva*

*Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia-MG, Brasil
e-mail: kleber.ufu@hotmail.com

Resumo: Este trabalho descreve o desenvolvimento de um monitor cardíaco portátil com alto poder computacional, permitindo a implementação futura de algoritmos complexos para classificação e identificação de cardiopatias. Além disso, o sistema é capaz de realizar a transmissão via internet para acompanhamento remoto do paciente. São abordados os componentes utilizados para concepção do *hardware* e os recursos de *software* necessários ao funcionamento do sistema. Os testes realizados apresentaram resultados satisfatórios de funcionamento, validando o sistema para estudos futuros. Uma das vantagens desse sistema é o monitoramento de todas as derivações frontais que não é observado na grande maioria dos outros sistemas portáteis propostos.

Palavras-chave: Eletrocardiografia, monitor Holter, sistemas embarcados, telemedicina.

Abstract: This paper describes the development of a portable heart monitor with high computational power, allowing the implementation of complex algorithms for classification and identification of heart diseases. Furthermore, the system is capable of transmitting data through the internet for remote patient monitoring. Are addressed the components used to design the hardware and software resources needed to operate the system. The tests presented satisfactory operating results, thus validating the system for future studies. One advantage of this system is the monitoring of all frontal leads which is not observed in most other proposed portable systems.

Keywords: Electrocardiography, Holter monitor, embedded systems, telemedicine.

Introdução

A incidência de doenças cardiovasculares é uma das principais causas de morte em todo o mundo, em 2011 quase 17 milhões de pessoas morreram em decorrência deste tipo de doença [1]. O Infarto Agudo do Miocárdio (IAM) está entre as cardiopatias de maior risco de mortalidade e outras cardiopatias (como arritmias, hipertrofia cardíaca e bloqueios), atingem grande parte da população mundial [2].

O principal exame para diagnóstico de doenças cardíacas é o eletrocardiograma (ECG), isto se deve à simplicidade do exame e por ser um processo não invasivo [3]. A interpretação desse exame permite ao

profissional de saúde chegar a um diagnóstico e avaliar diversas cardiopatias.

Portanto, o objetivo deste trabalho foi desenvolver o protótipo de um aparelho portátil de ECG para o monitoramento daqueles que são portadores de alguma cardiopatia ou que possuem um quadro favorável ao seu surgimento. Com a finalidade de colaborar com a eficiência e rapidez no diagnóstico o sistema irá contar com a identificação de anomalias no ECG e através da Wi-Fi será possível gerar relatórios e enviar alertas até um servidor web para acompanhamento em tempo real do usuário.

Materiais e métodos

O presente trabalho descreve o desenvolvimento do *hardware* e *software* para ser utilizado como ECG ambulatorial ou monitor *Holter*, capaz de monitorar continuamente a atividade elétrica cardíaca de pacientes por 24 horas ou mais. Graças ao desenvolvimento de diversos algoritmos de reconhecimento de padrões e o alto poder computacional estes equipamentos são utilizados na identificação de pacientes com bloqueio cardíaco transitório, arritmias cardíacas, entre muitas outras cardiopatias identificáveis por ECG [4].

O *hardware* envolve a transdução do sinal, seu condicionamento (amplificação, filtragem e conversão do sinal analógico em digital), armazenamento e transmissão dos dados. O diagrama de blocos do sistema utilizando a placa de desenvolvimento *BeagleBone Black* (BBB) é mostrado na Figura 1.

O *software* embarcado realiza a leitura do circuito de aquisição e suas devidas conversões de escala para prosseguir com o registro em arquivo dos sinais obtidos e também estabelece a comunicação com um servidor web para o envio dos alertas e relatórios.

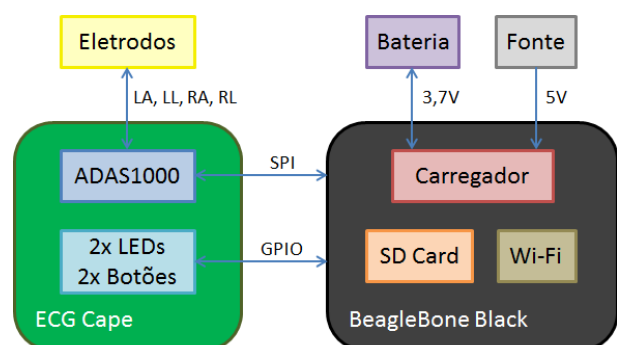


Figura 1: Diagrama de blocos do sistema.

ECG Analog Front End – O circuito integrado da família ADAS1000 é capaz de medir sinais ECG, impedância torácica, *pacing artifact* e *lead on/off status*. Ele fornece estes dados via *Serial Peripheral Interface* (SPI) na forma de um quadro de dados com taxas programáveis. Seu baixo consumo de energia (15 mW) e tamanho pequeno (encapsulamento LQFP-64) o torna adequado para aplicações portáteis alimentadas por bateria. O alto desempenho também permite a utilização em equipamentos de diagnósticos mais sofisticados [5].

A utilização do ADAS1000 permite simplificar a tarefa de adquirir e garantir sinais de ECG de qualidade. Suas principais especificações são: 110 dB de CMRR; ADC de 19 bits de resolução para uma taxa de 2 kHz; driver de perna direita e *shield* (blindagem); filtro passa banda 0,05 a 40, 150, 250 ou 450 Hz.

BeagleBone Black – Os sistemas embarcados podem ser definidos como um sistema microprocessado ou microcontrolado no qual o sistema todo está direcionado para uma finalidade específica realizando um conjunto de tarefas predefinidas, característica esta que os diferem de sistemas normais [6]. Alguns exemplos de onde são usados sistemas embarcados: celulares, equipamentos médicos, controle de voo, roteadores, automóveis, etc.

Com o grande avanço da eletrônica os sistemas embarcados vêm se tornando cada vez menores e com alta capacidade de processamento, permitindo inclusive a execução de sistemas operacionais complexos baseados em Linux e Android. A BBB, mostrada na Figura 2, foi a plataforma selecionada para o projeto, pois é atualmente muito utilizada em pesquisa e desenvolvimento por ser um *hardware* totalmente aberto, de baixo custo e com uma comunidade online bem ativa.

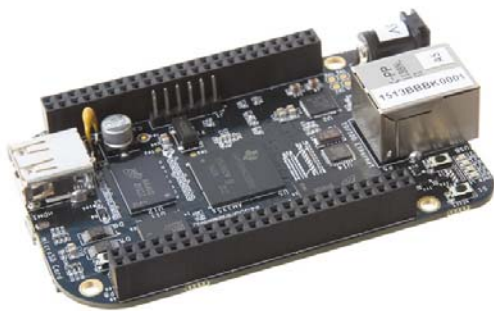


Figura 2: *BeagleBone Black* [7].

A BBB é um computador embarcado de *hardware* aberto para desenvolvedores e hobistas. Seu processador é um Sitara™ ARM® Cortex-A8 de 1GHz, apresenta 512MB DDR3 RAM e 4GB de memória eMMC on-board. Suas conectividades são USB host, Ethernet, HDMI e conector de expansão com SPI, I²C, UART e até 69 GPIOs. Apresenta compatibilidade com os sistemas operacionais Ångström Linux, Android, Ubuntu, entre outros [7].

Optou-se pelo uso da distribuição Ångström, baseada em Linux, por ser um sistema operacional dedicado a sistemas embarcados.

Hardware desenvolvido – A comunidade BeagleBone.org utiliza o termo “cape” para as placas de expansão com funcionalidades específicas (displays, controle de motores, GPS, sensores inerciais, entre muitas outras), a partir disto adotou-se o mesmo termo ao nomear a placa de ECG Cape. Esta placa é composta pelo ADAS1000-3, dois LEDs e dois botões, como já apresentado na Figura 1.

O circuito integrado ADAS1000-3 faz a aquisição do sinal eletrocardiográfico através de quatro eletrodos (LA: braço esquerdo; LL: perna esquerda; RA: braço direito; RL: perna direita), realizando também o condicionamento e a digitalização dos sinais ECG. Por fim, é possível obter as derivações I, II, III, aVR, aVL e aVF. O desenvolvimento do circuito foi baseado no guia de usuário da placa de avaliação do ADAS1000, documento UG-426 da Analog Devices [8].

Os LEDs e botões são utilizados para uma interface simples com o usuário, as quais podem ser configuradas funções simples de interação, como por exemplo, um LED indicando a frequência cardíaca e o outro para indicar estado da bateria, já os botões podem servir para gerar alertas pelo próprio usuário ou também iniciar ou terminar a aquisição. Tem-se ainda um botão de extensão da BBB de liga/desliga.

Para o armazenamento dos sinais ECG é usado um cartão de memória (micro SD Card) ligado ao próprio conector da BBB. E para a transmissão de alarmes e relatórios, visando aplicações em telemedicina, é utilizado um módulo Wi-Fi (rede sem fio IEEE 802.11) conectado à porta USB Host, a foto do módulo utilizado é apresentada na Figura 3.



Figura 3: Módulo Wi-Fi USB.

Alimentação do circuito – A BBB possui um circuito integrado TPS65217C de gerenciamento da alimentação com características ideais para aplicações portáteis, pois permite que o sistema seja alimentado por uma bateria de célula simples de íons de Lítio ou pelo conector de 5V ou ainda pelo conector mini USB, e o carregamento da bateria também pode ser realizado por este dois últimos.

Software – O *software* foi desenvolvido em linguagem C++ e compilado com o *GNU Compiler Collection* (GCC) através da ferramenta multiplataforma Qt Creator.

Para a leitura do circuito de aquisição é necessário estabelecer uma comunicação SPI com o ADAS1000-3. Um driver genérico para dispositivos SPI é disponibilizado e já está embutido no *kernel* do Ångström Linux da BBB. Assim, este driver cria entradas no diretório /dev para realizar o acesso ao dispositivo SPI por meio das funções de acesso a arquivos: `open()`, `close()`, `read()` e `write()`.

O armazenamento dos dados em cartão de memória também foi realizado pelas funções de escrita em arquivo gerenciadas pelo sistema operacional Linux. Foi adotado um padrão de gravação para fácil utilização na análise dos dados em *softwares* como Scilab e Matlab. A Figura 4 exemplifica o padrão adotado, o qual as cinco primeiras linhas são de cabeçalho e as derivações são salvas no formato *float* separados por *Tab*.

```

ECG1.txt (~/Área de Trabalho) - gedit
Abrir Salvar Desfazer
ECG1.txt x
Frequência de amostragem: 2 kHz
Filtro passa baixas: 40 Hz
18/07/2014 18:06:28
Cabeçalho
I II III
5.544290e-06 1.433359e-05 8.789301e-06
5.786443e-06 1.466081e-05 8.874373e-06
6.035880e-06 1.498820e-05 8.952325e-06
6.292698e-06 1.531556e-05 9.022863e-06
6.556995e-06 1.564269e-05 9.085700e-06
6.828862e-06 1.596942e-05 9.140565e-06
float [V] Tab float [V] Tab float [V]

```

Figura 4: Formatação adotada para o arquivo.

Outra funcionalidade do *software* é a transmissão de dados para uma página web, para isto foi utilizada a *Common Gateway Interface* (CGI) que é um método para criação de uma página dinâmica capaz de interagir com o código da aplicação feito em C++.

Resultados

Na montagem dos cabos dos eletrodos adotou-se um dos códigos utilizados internacionalmente (LA: amarelo; LL: verde; RA: vermelho; RL: preto). A Figura 5 mostra um voluntário com os eletrodos posicionados.



Figura 5: Posicionamento dos eletrodos.

A placa concebida foi baseada nas especificações da BeagleBone.org com a finalidade de registra-la na comunidade e difundir um *hardware* de baixo custo para pesquisas com ECG. Estas especificações envolvem as dimensões e as pinagens que devem ser compatíveis com a BBB. Na Figura 6 é apresentada a montagem final do protótipo.

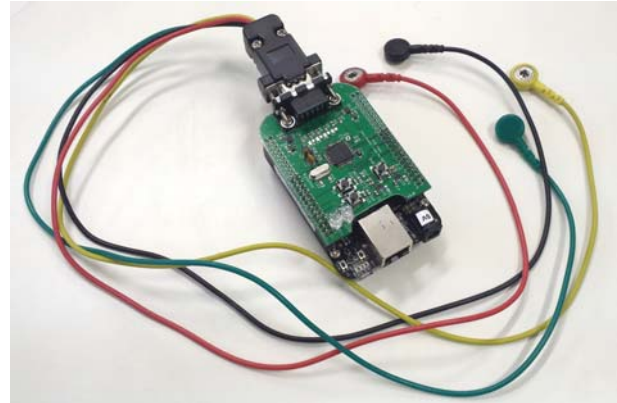


Figura 6: Montagem do protótipo.

Para a verificação do funcionamento do circuito de aquisição realizou-se uma coleta de seis segundos de ECG a uma taxa de amostragem de 2 kHz e com o filtro passa baixas interno do ADAS1000-3 ajustado em 40 Hz. Os dados foram salvos no SD Card e, posteriormente, os sinais foram plotados no *software* Scilab adicionando-se 2 mV de *offset* como mostra a Figura 7.

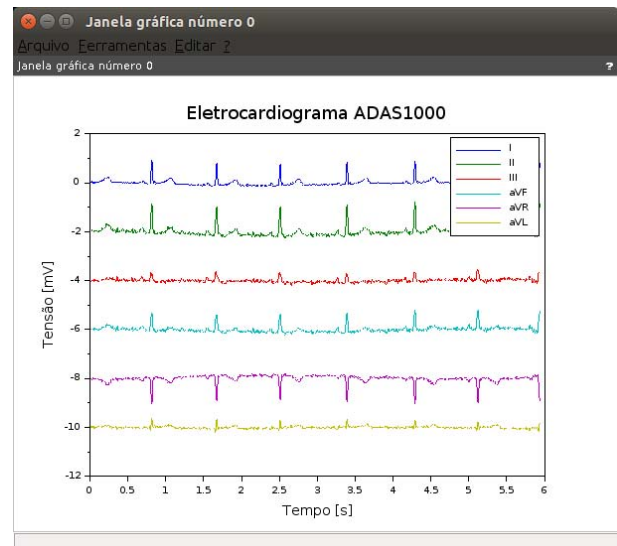


Figura 7: ECG adquirido com o *hardware* proposto.

As equações a seguir foram utilizadas para obter as derivações aVF, aVR e aVL.

$$aVF = 0,5(II + III) \quad (1)$$

$$aVR = -0,5(I + II) \quad (2)$$

$$aVL = 0,5(I - III) \quad (3)$$

A Figura 8 a seguir mostra um exemplo simples de página HTML criado para testar a transmissão dos

dados via Wi-Fi. A aplicação que é executada na BBB é capaz de comunicar-se com uma interface aberta via um *browser*, podendo enviar e receber informações pela internet. A partir deste teste foi possível verificar o funcionamento do dispositivo para aplicações em telemedicina.



Figura 8: Teste da comunicação via Wi-Fi.

Visando a redução de consumo do sistema a frequência do processador da BBB foi ajustada para a menor permitida (300 MHz). Com isso, o consumo médio aproximado do protótipo é de 150 mA. Assim, a autonomia do protótipo é calculada pela equação (4), o que resulta no funcionamento contínuo por 6 horas ao ser alimentado por uma bateria 3,7 V (íons de Lítio) de 900 mAh com carga total.

$$Autonomia(horas) = \frac{Capacidade(mAh)}{Consumo(mA)} \quad (4)$$

Discussão e Conclusão

Acredita-se que, de acordo com os resultados apresentados, o protótipo proposto apresenta um sistema embarcado viável para a aquisição de sinais ECG em aplicações que o paciente pode ser monitorado remotamente em tempo real sem a necessidade de estar em uma unidade hospitalar.

Alguns aprimoramentos no protótipo ainda poderiam ser feitos. Dentre eles destacam-se: aumentar o número de canais para possibilitar análises mais complexas e buscar uma montagem que permita reduzir o tamanho e melhorar o acabamento do protótipo. A partir do cálculo de autonomia observa-se também a necessidade de melhorar o gerenciamento de energia para permitir o funcionamento do dispositivo por mais tempo sem a necessidade de várias recargas durante o período de um dia completo.

Para trabalhos futuros, pretende-se utilizar o protótipo desenvolvido para embarcar algoritmos de identificação automática de diversas cardiopatias. E no presente momento estuda-se a possibilidade de implementação de um módulo GSM/GPRS para a transmissão das mensagens de alertas e relatórios via telefonia móvel (SMS).

A partir do *hardware* obtido, conclui-se que em virtude de suas funcionalidades e alto poder

computacional este protótipo oferece diversas possibilidades de pesquisas que envolvem eletrocardiografia e telemedicina.

Agradecimentos

Os autores agradecem ao suporte e aos companheiros do Laboratório de Automação, Servomecanismos e Controle (LASEC) e ao Laboratório de Engenharia Biomédica (BIOLAB) da Universidade Federal de Uberlândia por disponibilizar o laboratório para as pesquisas e execução do projeto. Agradecemos também à Analog Devices pelo fornecimento de amostras do circuito integrado ADAS1000-3.

Referências

- [1] News.med.br. OMS divulga as dez principais causas de morte no mundo de 2000 a 2011 [internet]. 25 jul. 2013. Disponível em: <http://www.news.med.br/p/saude/367834/oms-divulga-as-dez-principais-causas-de-morte-no-mundo-de-2000-a-2011.htm>. Acesso em: 9 jun. 2014.
- [2] Bueno NM. Classificação automática de cardiopatias baseada em eletrocardiograma [dissertação]. Uberlândia: Universidade Federal de Uberlândia; 2006.
- [3] LUZ EJS. Classificação automática de arritmias: um novo método usando classificação hierárquica [dissertação]. Ouro Preto: Universidade Federal de Ouro Preto; 2012.
- [4] Berbari EJ. Principles of electrocardiography. Em: J.D. Bronzino, editor. The biomedical engineering handbook. Boca Raton: CRC Press LLC. 2ª ed.; 2000. p. 231-240.
- [5] Analog Devices, Inc. Low Power, Three Electrode Electrocardiogram (ECG) Analog Front End: ADAS1000-3/ADAS1000-4 [datasheet]. 2013.
- [6] Souza O. Metodologia para porte de sistema operacional Linux para sistemas embarcados [dissertação]. Fortaleza: Universidade Federal do Ceará; 2007.
- [7] Beagleboard.org. BeagleBone Black [internet]. 4 dez. 2013. Disponível em: <http://beagleboard.org/Products/BeagleBone+Black/>. Acesso em: 19 mai. 2014.
- [8] Analog Devices, Inc. EVAL-ADAS1000SDZ User Guide: UG-426 [user guide]. 2014.