PROTÓTIPO DE ELETROCARDIOGRAMA PORTÁTIL COM UMA DERIVAÇÃO E COMUNICAÇÃO COM CELULAR VIA BLUETOOTH

Luiz Alves de Lima Neto
Engenheiro Pleno na empresa Megatech Controls, Mestre em Engenharia de Teleinformática pela Universidade Federal do Ceará (UFC) e Graduado em Engenharia Eletrônica pela Universidade de Fortaleza. E-mail: luiz@ioct.com.br
Paulo César Cortez
Professor da Universidade Federal do ceará (UFC), Pós-Doutor em Engenharia Elétrica pelo Institut National Des Télécommunications (INT), Doutor em Engenharia Elétrica pela Universidade Federal da Paraíba (UFPB), Mestre em Engenharia Elétrica pela Universidade Federal da Paraíba (UFPB) e Graduado em Engenharia Elétrica pela Universidade Federal do Ceará (UFC). E-mail: cortez@lesc.ufc.br
Edvaldo Bezerra Pereira Júnior
Desenvolvedor de Firmware no Instituto Atlântico e Graduado em Engenharia de Teleinformática na Universidade Federal do Ceará (UFC). E-mail: edvaldojunior@gmail.com
Marcos Aurélio Pinto Cunha
Engenheiro Eletricista no Instituto Atlântico, Mestre em Engenharia de Teleinformática pela Universidade Federal do Ceará (UFC) e Graduado em Engenharia Elétrica pela Universidade Federal do Ceará (UFC). E-mail: marcos@atlantico.com.br

RESUMO
Este trabalho tem como objetivo propor um projeto de um protótipo de eletrocardiograma portátil de uma derivação e baixo custo. Este dispositivo é capaz de medir um sinal de biopotencial de uma derivação e se comunicar via Bluetooth com um celular ou um Assistente Pessoal Digital (PDA) usando SPP - Perfil de Porta Serial. O eletrocardiograma é adquirido em uma taxa de amostragem de 250Hz, 360Hz ou 1kHz e em uma resolução de 10 ou 12 bits. Uma aplicação J2ME embarcada em um telefone celular controla o eletrocardiógrafo. O protótipo foi validado com um algoritmo em Matlab desenvolvido pelo Grupo de Engenharia Biomédica da Universidade Federal do Ceará - UFC.

PALAVRAS-CHAVE: Aplicações móveis em saúde, *bluetooth,* eletrocardiógrafo (ECG), instrumentação biomédica.

PROTOTYPE OF A PORTABLE ONE DERIVATION ELECTROCARDIOGRAM AND BLUETOOTH COMMUNICATION WITH MOBILE

ABSTRACT
A design of a low cost portable one derivation electrocardiograph prototype is proposed in this work. The device is capable of measuring one derivation biopotential signal and communicates via Bluetooth to a mobile phone or a personal digital assistant using SPP - serial port profile. The electrocardiogram is acquired at a sample rate of 250Hz, 360Hz, or 1kHz and a 10 or 12 bits resolution. A J2ME application embedded in a mobile phone controls the electrocardiograph front-end. The prototype was validated with a Matlab

algorithm developed by the Biomedical Engineering Group of Federal University of Ceara - UFC.formatação do RESUMO original.

KEY-WORDS: Mobile Applications in health, Bluetooth, electrocardiogram (ECG), biomedical instrumentation.

PROTÓTIPO DE ELETROCARDIOGRAMA PORTÁTIL COM UMA DERIVAÇÃO E COMUNICAÇÃO COM CELULAR VIA BLUETOOTH

INTRODUÇÃO

Um estudo divulgado pela Organização Mundial de Saúde indica que as doenças cardiovasculares são as maiores causadoras de mortes no mundo [1]. Assim, com o objetivo de reduzir tais taxas de mortalidade, o governo brasileiro tem investido em programas assistenciais, como o Programa Saúde da Família. Contudo, o programa encontra dificuldade em contar com profissionais capacitados, dispostos a desempenhar suas funções em localidades longínquas, em geral, em condições economicamente desfavoráveis. Um trabalho publicado no XIV Encontro Nacional de Estudos Populacionais [2], constatou um desequilíbrio entre as regiões do Brasil e número de médicos por mil habitantes. As Regiões Norte e Nordeste são as que possuem o maior desnível entre estes percentuais. O Nordeste, por exemplo, possui 28% da população do Brasil e conta com apenas 16,2% do total de médicos do Brasil. Um paradoxo a ser transposto pelos serviços de urgência diz respeito á resposta imediata ao chamado. Em diversas partes do mundo, estudos mostram que a redução da morbi-mortalidade, tanto em eventos decorrentes de trauma, quanto de causas clínicas, decorrem do atendimento pré-hospitalar com menor tempo-resposta. Nesta condição, menores são as sequelas, as complicações, o tempo de internação e o custo total do tratamento. A comunicação móvel sofreu um grande avanço nas últimas décadas. Com os incentivos e exigências da agência reguladora de telecomunicações brasileira, a ANATEL, as comunidades antes isoladas, passaram a possuir uma cobertura abrangente da rede celular. Assim, conclui-se que fazer uso dessa infra-estrutura pode-se auxiliar na redução do tempo de atendimento. Neste contexto, surgem os equipamentos médicos portáteis, de simples manipulação por enfermeiros ou agentes de saúde, capazes de disponibilizar os dados coletados para centros de excelência, onde médicos especialistas podem avaliar e diagnosticar possíveis patologias, a distância. Isto posto, apresenta-se neste trabalho uma proposta que objetiva auxiliar na solução dos problemas citados, através do desenvolvimento de um sistema de aquisição de eletrocardiograma portátil, composto por um canal, capaz de comunicar-se com um celular através de Bluetooth e posterior envio dos dados via GPRS ou 3G a uma central localizada remotamente. A plataforma de hardware permite a integração com celulares e PDAs que possuam máquinas virtuais Java e a API JSR82.

MATERIAIS E MÉTODOS

Eletrocardiograma - O eletrocardiograma (ECG) é um registro dos potenciais elétricos gerados pelo coração por meio de eletrodos colocados sobre a superfície corporal. Trata-se de um instrumento muito importante para o diagnóstico não invasivo de arritmias e distúrbios de condução, além de ser muito importante nos quadros isquêmicos coronarianos, constituindo-se em um marcador de doença do coração [3]. Um ECG normal

é mostrado na Figura 1, sendo composto por um conjunto de ondas. A deflexão denominada "Onda P" é causada pela despolarização atrial, antes da contração do átrio. As deflexões denominadas "Onda Q", "Onda R" e "Onda S" dão origem ao complexo QRS, formado pelos potenciais gerados pela despolarização ventricular, antes de sua contração, enquanto a deflexão denominada "Onda T" é produzida pelo retorno do potencial de membrana das fibras musculares ventriculares ao seu valor de repouso (repolarização ventricular), ao término da contração [4].

Eletrocardiógrafo - O registro de um ECG é realizado através de um instrumento denominado eletrocardiógrafo. O eletrocardiógrafo é um instrumento que mede e registra os potenciais elétricos produzidos pela atividade elétrica do coração [5].

DESCRIÇÃO DO HARDWARE PROPOSTO

A arquitetura de hardware proposta foi desenvolvida em quatro fases. Na primeira, realizou-se uma revisão bibliográfica e identificou-se, dentre as funcionalidades de um típico eletrocardiógrafo clínico, quais aquelas necessárias à aplicação proposta. Foram analisadas as alternativas de soluções com a simulação dos principais circuitos.

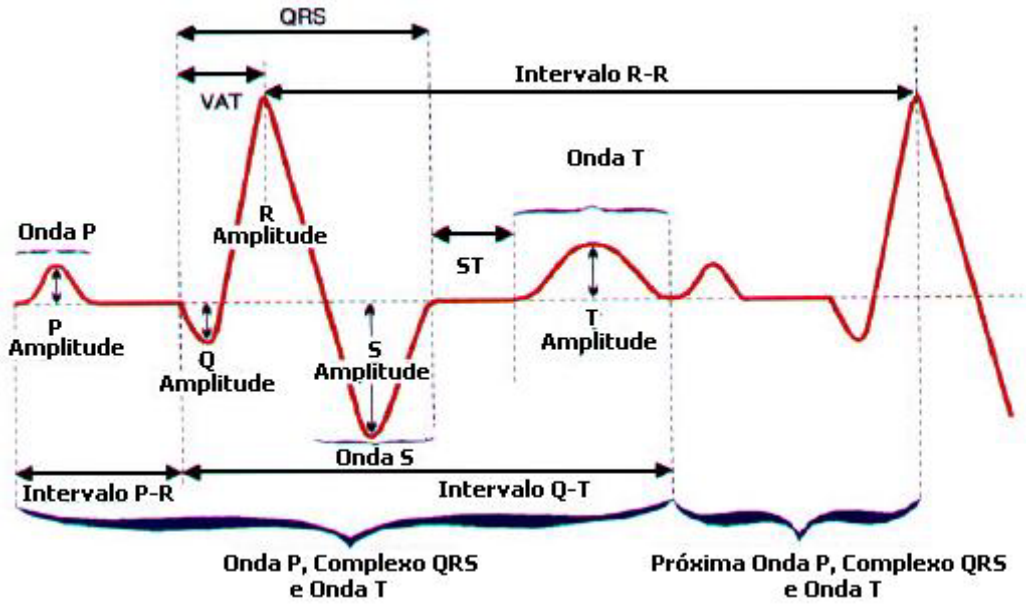

Figura 1 - Principais componentes de uma ECG típico.

A partir dos resultados, desenvolveu-se o primeiro protótipo de hardware, contemplando a implementação de uma interface de entrada com aquisição, filtragem e amplificação, desenvolvimento das rotinas do firmware para conversão analógico-digital, comunicação serial RS-232 com PC e validação da aquisição dos sinais através do seu processamento, utilizando-se o algoritmo de segmentação de ECG desenvolvido por Madeiro [6]. Na segunda fase, construiu-se o segundo protótipo de hardware, realizando a correção de erros e implementação de atualizações com base na análise dos resultados obtidos através do protótipo I e a adição das funcionalidades de alimentação por bateria, circuitos de proteção contra surtos de tensão, detecção de falha/falta de eletrodo e comunicação via Bluetooth. Durante a terceira fase, ocorreu o desenvolvimento do software para celular, contemplando a análise, especificação e implementação das rotinas em J2ME para visualização dos exames, cadastro de pacientes, anotações da anamnese, comunicação Bluetooth com o hardware e transmissão dos exames pelas interfaces GPRS ou 3G nativas do celular. Por

fim, realizou-se a integração entre hardware, firmware e software desenvolvidos e testes em laboratório, monitorados por médicos especialistas, através da aquisição dos potenciais cardíacos de dois voluntários anuentes, cujas identidades são preservadas. Na Figura 2 observa-se o diagrama de blocos da arquitetura dos protótipos implementados.

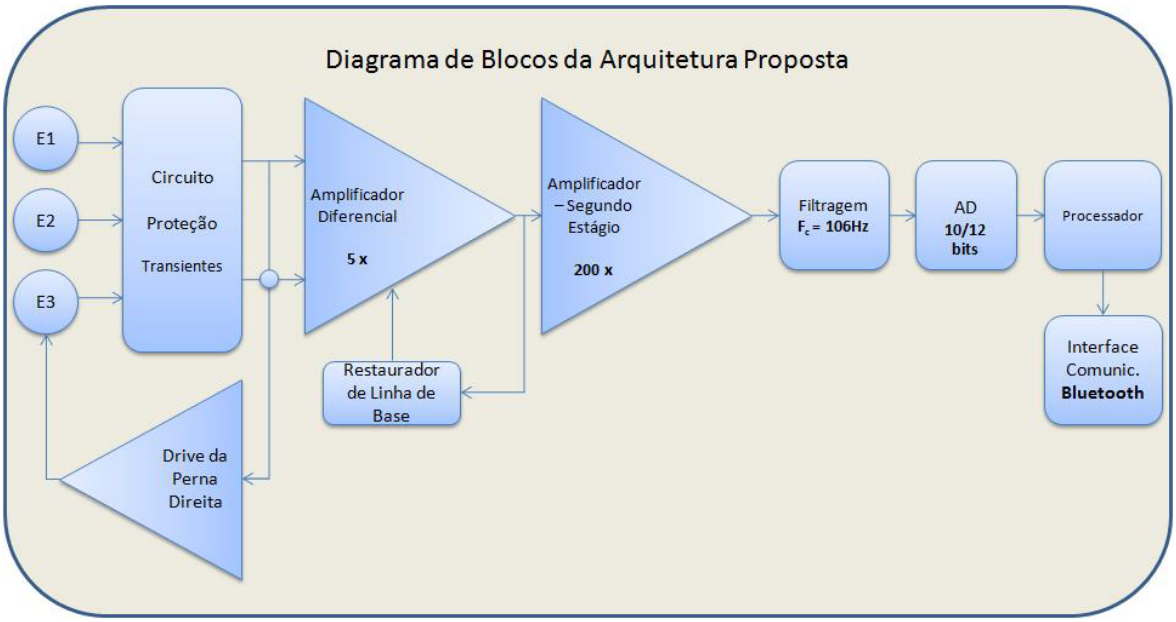

Figura 2 - Diagrama de blocos da arquitetura implementada.

POLARIZAÇÃO DOS ELETRODOS

Ao serem dispostos sobre a pele, os eletrodos fornecem à interface de entrada um potencial DC que pode atingir ±300mV. A arquitetura projetada possui um amplificador de realimentação para restauração de linha de base em aproximadamente 3,2 segundos (U2B na Figura 3). Essa configuração anula o nível DC. Caso a tensão DC na entrada do amplificador de instrumentação suba, a saída deste amplificador tenderá a subir, contudo um integrador de realimentação aplica um valor igual, mas negativo, ao ponto de referência do amplificador de instrumentação (pino 5 do INA-326). Utilizando esse efeito de soma linear, o offset do eletrodo é cancelado e o estágio de saída pode amplificar a componente AC do ECG sem saturar.

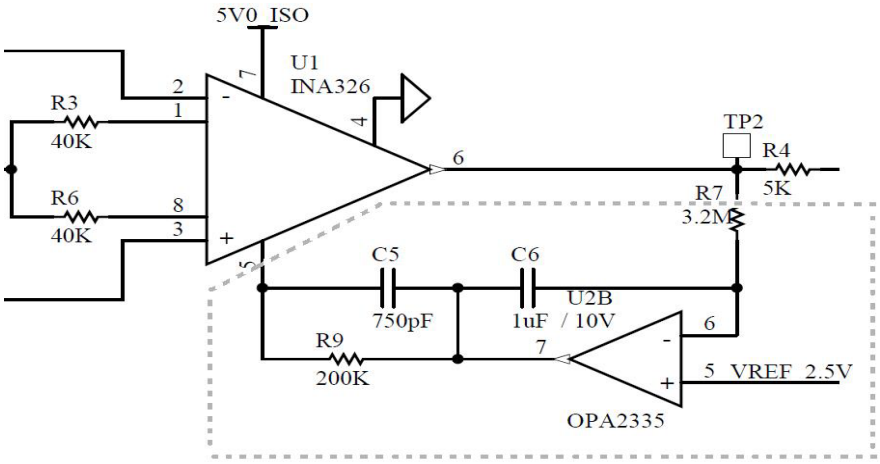

Figura 3 - Circuito de restauração de linha de base.

AMPLIFICAÇÃO DO ECG

A etapa de amplificação de ECG proposta é composta por dois estágios. O primeiro é baseado em um amplificador instrumental de alta impedância de entrada. Foi utilizado o amplificador INA-326 da Burr-Brow. Esse amplificador é indicado para o projeto de instrumentação médica pelo próprio fabricante. Sua configuração diferencial melhora a redução do ruído de modo comum com um CMMR de aproximadamente 114dB.
O ganho diferencial do primeiro estágio é dado por:

$$A_d = 2 \times \frac{R_9}{R_3 + R_6}$$ equação (1)

Segundo [7], o ganho diferencial do primeiro estágio deve utilizar valores bai
não ultrapassando uma dezena. Assim, utilizado R3 = 40kW, R6 = 40kW I
configuração apresentada na Figura 4 fornece um ganho de 5.

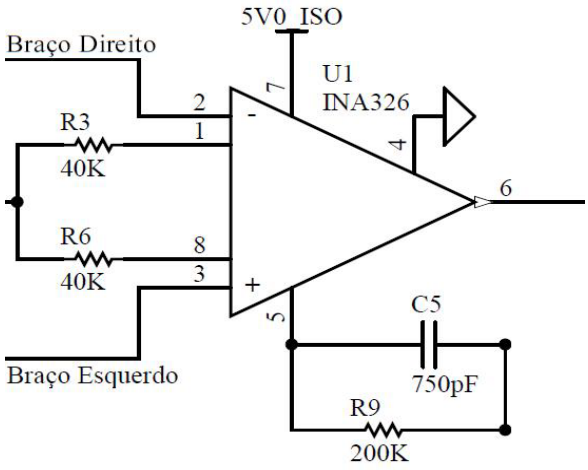

Figura 4 - Primeiro estágio de amplificação (G = 5).

O sinal de saída o amplificador de instrumentação é o sinal de entrada do próximo estágio de amplificação. Esse estágio é composto por um circuito integrador Miller baseado no integrado OPA2335 da Burr-Brown (figura 6). O circuito tem um ganho DC limitado, ganho zero em frequências infinitas e atua como um filtro passa-baixa com frequência de corte de 106Hz e ganho de 200, como pode ser observado na Figura 5. Sua função de transferência é dada por:

$$\frac{V_o(j\omega)}{V_i(j\omega)} = \frac{\frac{-R_2}{R_1}}{1 + j\omega C_1 R_2}$$ equação (2)

e sua frequência de corte por:

$$\omega_0 = \frac{1}{C_1 R_2}$$ equação (3)

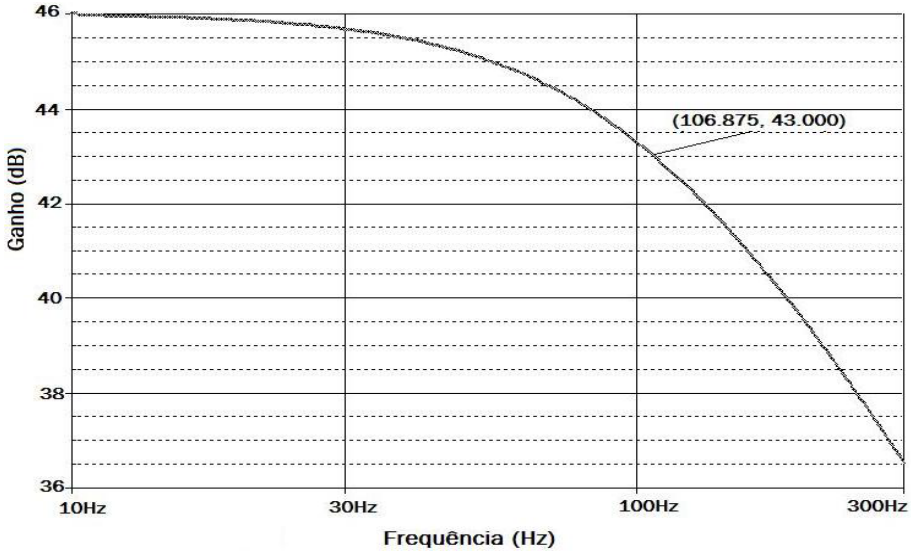

Figura 5 - Resposta em frequência do segundo estágio de amplificação.

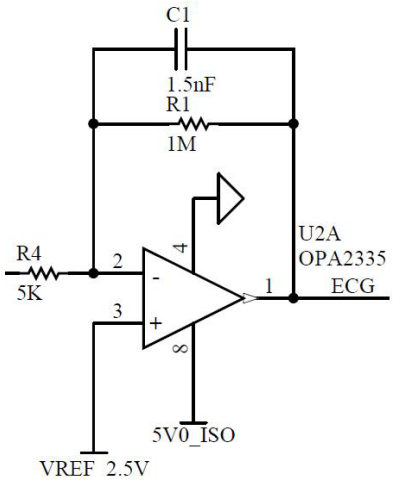

Figura 6 - Segundo estágio de amplificação: integrador Miller (G = 200).

Assim, utilizado o amplificador diferencial e o integrador Miller, a interface de entrada proposta possui uma banda passante de 0,05 Hz a 106Hz e um ganho diferencial total de 1000 (60dB), conforme proposto por [7] e utilizado por [5] e [8].

FILTRO 60Hz

Com objetivo de eliminar o ruído de 60Hz, utilizou-se em adição ao amplificador de instrumentação, o filtro Notch Duplo-T combinado com um amplificador operacional na configuração seguidor de tensão, conforme apresentado na Figura 7. Com a adição dos amplificadores operacionais, a carga passa a ficar isolada do circuito e o filtro apresenta uma resposta em frequência mais estável, não variando em função da carga. Outro ponto viabilizado pela adição do operacional é a possibilidade de ajuste no parâmetro Q do filtro.
Quanto maior for o nível de sinal reinjetado na interseção RC, melhor o parâmetro.

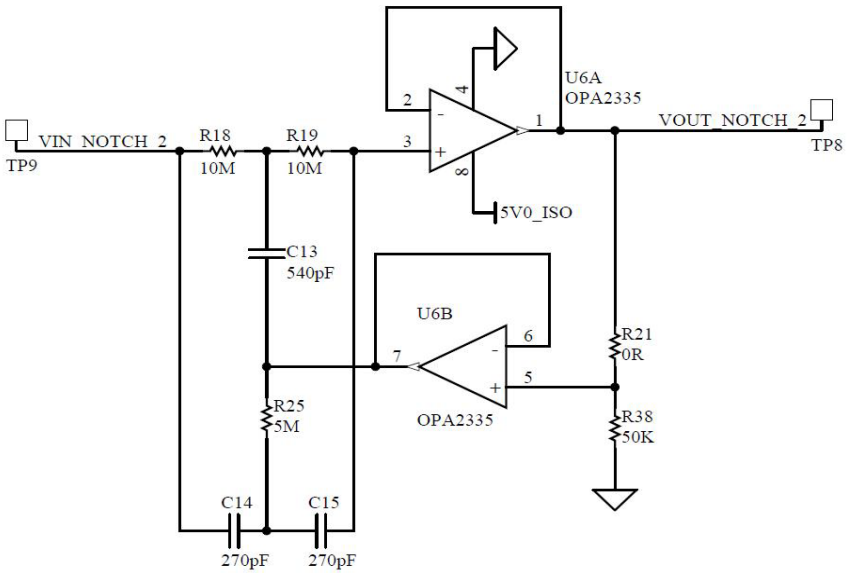

Figura 7 - Filtro Notch 60Hz Duplo-T.

A equação simplificada da frequência de corte do filtro da Figura 7é dada por

$$\omega_0 = \frac{1}{C_{14}R_{18}}$$ equação (4)

O filtro projetado produziu uma frequência de corte real de 58,885Hz, u
aproximadamente 11 e uma atenuação de 30,985 dB, como apresentado na Figu

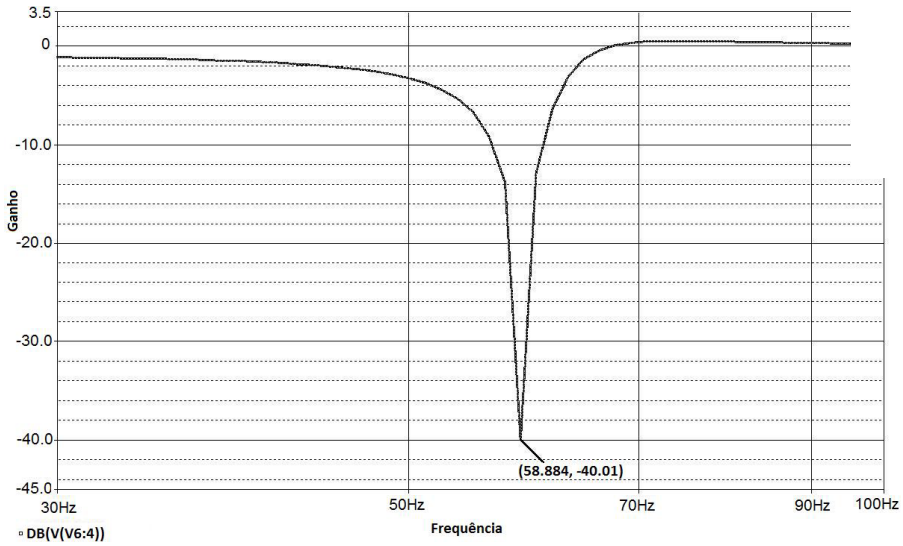

Figura 8: resposta em frequência do filtro Notch.

DRIVER DA PERNA DIREITA

Visando reduzir o ruído de modo comum, o sistema faz uso da consolidada técnica do driver da perna direita, proposta em [9]. O eletrodo ligado à perna direta do paciente é conectado à saída de um amplificador operacional auxiliar. A tensão de modo comum presente no corpo do paciente é detectada por dois resistores (R3 e R6 na Figura 4), invertida, amplificada e injetada no paciente através da perna direita. Essa realimentação negativa reduz a tensão de modo comum a um valor mais baixo. No destaque da Figura 9 observa-se o circuito utilizado formando pelo operacional U4B.

CONVERSÃO ANALÓGICO-DIGITAL

Após a amplificação e filtragem o eletrocardiograma é digitalizado. A taxa de amostragem é configurável por firmware, podendo assumir valores de 250Hz, 360Hz ou 1kHz, cobrindo a maioria das alternativas apresentadas na literatura. Utilizou-se o conversor AD do próprio microcontrolador, o PIC16F687 da Microchip, para reproduzir uma representação binária de 10 bits do sinal, através do processo de aproximação sucessiva. O dispositivo utiliza entradas analógicas, que são multiplexadas em um único circuito sample-and-hold. A saída do circuito sample-and-hold é conectado a entrada do conversor.

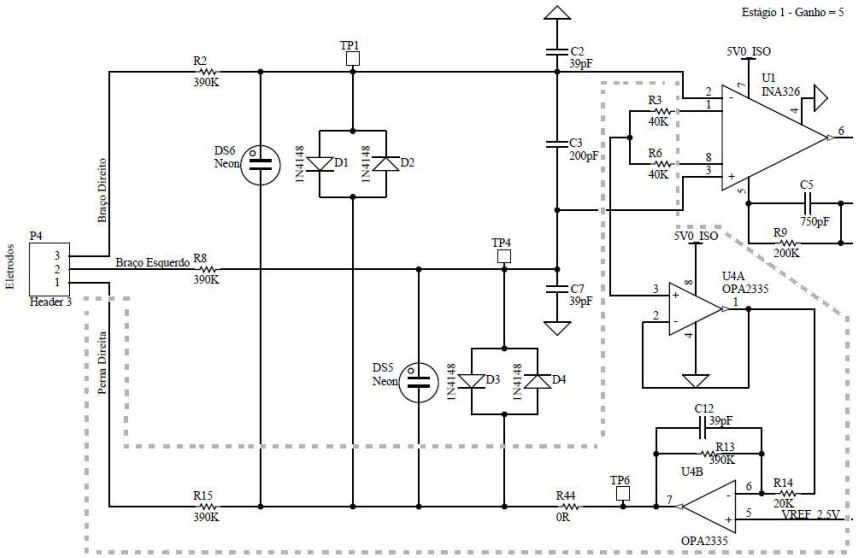

Figura 9: Driver da perna direita em destaque.

COMUNICAÇÃO

A plataforma desenvolvida suporta duas interfaces de comunicação serial: RS-232 e Bluetooth. Para suporte à interface serial, foi utilizado o circuito integrado MAX232D. Este chip suporta comunicação a uma taxa de até 120kbps. Para implementar a interface Bluetooth, foi utilizado o módulo RN-41 da Roving Networks.

DESCRIÇÃO DA APLICAÇÃO J2ME

O software que contempla a interface homem-computador e os comandos que controlam o módulo ECG foi desenvolvido em JavaME. Para o desenvolvimento das interfaces gráficas é utilizada a biblioteca LWUIT (Lightweight UI Toolkit). A aplicação orienta o correto posicionamento dos eletrodos de acordo com a derivação selecionada, envia um comando ao módulo para testar o contato dos eletrodos medindo a impedância da interface eletrodo-tecido, inicia ou interrompe o processo de aquisição, configura a taxa de amostragem, permite a visualização e transmissão de exames, cadastro e consulta de pacientes, além de acesso à anamnese destes. Para a implementação da comunicação Bluetooth, utilizou-se a API JSR82. Esta API viabiliza o acesso ao perfil de porta serial (SPP), usando o protocolo RFCOMM que emula um cabo serial e provê uma simples implementação de rede sem fio para conexões RS-232.

CONCLUSÕES

O fato de lidar com vidas humanas, seja auxiliando em diagnósticos, seja na manutenção da vida, impõe ao desenvolvedor de dispositivos médicos grandes responsabilidades, como garantir a precisão da informação obtida a ser transmitida ao médico e a segurança do paciente, por exemplo. O desenvolvimento de sistemas que reduzam o tempo de resposta dos serviços médicos é de extrema relevância à sociedade. Isto porque as situações tempo-dependentes são as mais críticas e as responsáveis pelo maior número de sequelas e comprometimentos, além do aumento no custo de atendimento. Assim, conclui-se que o presente trabalho atinge seu objetivo ao fornecer uma ferramenta de baixo custo, estimado em R$280,00, que aproxima pacientes e médicos especialistas, ao disponibilizar remotamente o resultado dos exames. Destacam-se também como contribuição deste trabalho a facilidade para integração do equipamento com um celular que possua interface Bluetooth, sua portabilidade, e, principalmente, o legado deixado a serviço da comunidade acadêmica, especialmente aos grupos de pesquisa em engenharia biomédica.

AGRADECIMENTOS

Ao Instituto Orion de Ciência e Tecnologia e ao Laboratório de Engenharia de Sistemas da Computação - LESC, da UFC, pela cessão da infra-estrutura para o desenvolvimento, e à cardiologista Dra. Maria de Jesus Ferreira Marinho, da Universidade de Fortaleza, pelo acompanhamento e validação dos resultados.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Organização Mundial de Saúde, (2008), “Cardiovascular Diseases”, Genebra, Suíça, 2008. Disponível em http://www.who.int/cardiovascular diseases/en/. Acesso em 05 fev. 2008.
2. Póvoa, L., Andrade, M. V., Moro, S. (2008), “Distribuição geográfica dos médicos no Brasil: uma análise a partir de um modelo de escolha locacional”, Minas Gerais, Brasil, Setembro, 2004.
3. Carlos, N. J., et al. (2003), “Diretriz De Interpretação De Eletrocardiograma De Repouso”, São Paulo, Brasil, 2003. Disponível em http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S0066-782X2003000800001&script=sci arttext. Acesso em 05 fev. 2008.
4. Guyton, A. C. (1988), Fisiologia Humana 6. ed., Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.
5. Tránsito, J. Y., Infante, M-MRO. (2007), “Electrocardiograph of twelve derivations, low current consumption, powered and communicated for usb”, In: Proceedings of 4th International Conf. on Electrical and Electronics Engineering, Mexico City, Mexico. 2007.
6. Madeiro, J.P. V. (2007), Sistema automático de análise da variabilidade da frequência cardíaca, Dissertação de Mestrado, DETI/UFC, Fortaleza.
7. Prutchi, D., Norris, M. (2005), Design and Development of Medical Electronic Instrumentation 10. ed., New Jersey: Wiley-Interscience.
8. G´omez-Rodr´ıguez, R., Rodr´ıguez-Col´ın, H., Alvarado-Serrano C. (2009), “Electrocardiography system of twelve leads for the study of the spatial variability of ventricular repolarization intervals.”, In: Proceedings of CCE, 2009. 6th International Conference on, Toluca, Mexico. p. 16, January, 2009.

9. Winter, B. B., Webster J. G. (1983), “Driven right leg circuit design”, IEEE Trans. Biomed. Eng., v. 30, 1983.