

## MONITOR CARDÍACO PARA FETOS

**Keller A. Lima<sup>1</sup>, Sebastião Vagner Arêdes<sup>2</sup>, Luis Filipe Wiltgen Barbosa<sup>3</sup>**

<sup>1,3</sup> LRA/FEAU/UNIVAP, São José dos Campos – SP  
<sup>1</sup>kelleral@uol.com.br, <sup>3</sup>wiltgen@univap.br

<sup>2</sup>INPE/LIT, São José dos Campos – SP  
<sup>2</sup>svagner.aredes@lit.inpe.br

**Resumo** - Este artigo apresenta o desenvolvimento de um dispositivo que possibilitará medir o batimento cardíaco de fetos em fase de gestação. A idéia é produzir um aparelho prático, confiável e barato que possa monitorar fetos em gestação de risco ou simplesmente para conforto da mãe. Atualmente só é possível fazer essa monitoração através de equipamentos médicos não portáteis, em clínicas especializadas. O projeto pode ser separado em três partes principais sendo elas: sensor, processamento de sinais e apresentação dos resultados. Na área de sensores, é imprescindível o conhecimento de todos os sensores que são capazes de receber os sinais provenientes do batimento cardíaco. O trabalho de processar os sinais captados pelo sensor será feito por um microcontrolador, onde o mesmo deverá atender a todas as especificações exigidas durante o processamento. A apresentação dos resultados será feita através de um display. É importante lembrar que o equipamento serve somente como ferramenta auxiliar para a gestação e nunca deve ser utilizado como principal meio de diagnóstico da saúde do bebê. O acompanhamento médico não pode ser descartado em hipótese nenhuma, para o bem do próprio feto.

**Palavras-chave:** Monitor cardíaco, filtros digitais, microcontrolador, batimento cardíaco, MSP430

**Área do Conhecimento:** III Engenharias

### Introdução

A principal função do coração é bombear sangue para o resto do corpo, isso é possível devido ao fato dele ser um órgão muscular oco (AIRES et al., 1997).

O estímulo para que o coração funcione é um impulso elétrico proveniente do nódulo sinoatrial localizado no próprio coração. Em condições normais o coração possui uma frequência que varia entre 60 e 80 batimentos cardíacos por minuto.

Existem algumas técnicas de monitoração do funcionamento do coração. A técnica utilizada neste trabalho e também uma das mais antigas é chamada de Auscultação, que consiste em escutar os ruídos provenientes do nosso corpo. Essa técnica tem sido usada como uma das principais ferramentas para o diagnóstico de várias enfermidades ligadas ao funcionamento das válvulas cardíacas, devido ao som emitido durante o acionamento das mesmas (GANONG, 1972).

A Auscultação foi à primeira ferramenta de análise e até hoje é o primeiro passo antes de se encaminhar um paciente ao especialista. Com o uso dessa ferramenta os médicos, desde tempos antigos, começaram a diagnosticar vários tipos de doenças e a técnica ganhou cada vez mais credibilidade no meio científico.

Na Figura 1 pode-se observar algumas cardiopatias e seus efeitos nos batimentos cardíacos humanos.

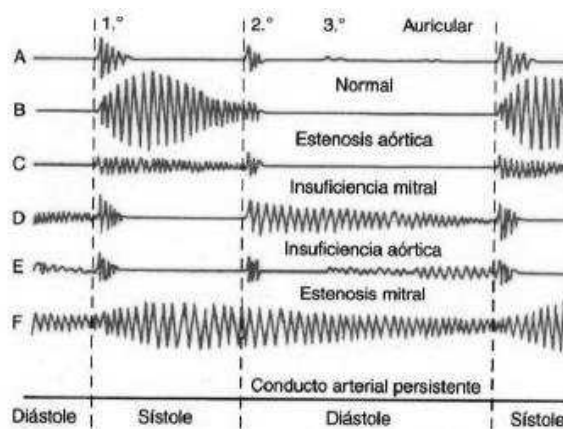


Figura 1. Sons cardíacos em coração normal e com diversos tipos de cardiopatias

Durante os últimos 20 anos a importância da auscultação tem diminuído devido ao avanço de outras técnicas de diagnósticos de alta tecnologia como o eco-cardiograma bidimensional, o exame de Doppler contínuo e colorido, as tomografias computadorizadas, as imagens nucleares, entre outras. Porém essas técnicas geralmente são invasivas e o paciente pode a vir ter uma reação negativa, além de serem extremamente caras (VARADY et al., 2003).

No caso da gestação, a monitoração cardíaca do feto é realizada em consultórios e com equipamentos caros impossibilitando as mães de

realizar um acompanhamento freqüente da condição cardíaca do filho. Daí a necessidade em simplificar uma ferramenta com o objetivo de acompanhar o funcionamento cardíaco fetal (PARMET et al., 2006).

Existem diferentes tipos de sons cardíacos os quais devemos enfatizar o primeiro e o segundo tom, causado pelo acionamento das válvulas cardíacas. A duração de cada som é ligeiramente superior a 0,1s e o sinal sonoro possui freqüências que vão desde 40 Hz até freqüências acima de 500 Hz como é possível observar na Figura 2 (LUISADA et al., 1991).

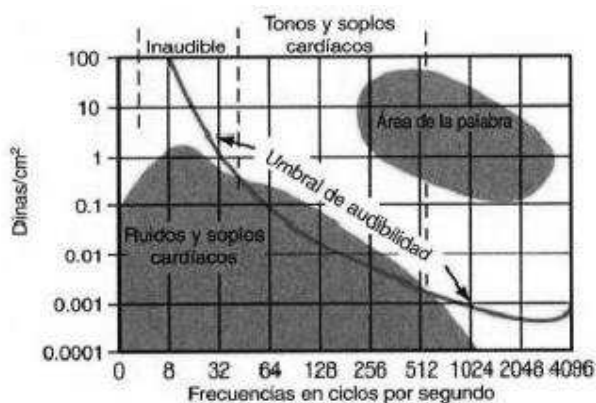


Figura 2. Espectro de freqüência de um sinal cardíaco humano

### Desenvolvimento do Protótipo

A primeira etapa tem como objetivo captar o sinal sonoro e convertê-lo, da melhor maneira possível, em um sinal elétrico de boa qualidade.

Em seguida o sinal captado é enviado a um pré-condicionamento, onde o sinal é filtrado e amplificado de maneira a facilitar a conversão do sinal analógico em um sinal digital.

O microcontrolador tem como função converter o sinal analógico, distinguir os sinais cardíacos da mãe e do feto, contá-los e enviar os dados para a visualização em um display.

O desenvolvimento do protótipo teve início com a escolha do sensor e da melhor maneira de captar o som cardíaco. Optou-se pelo uso de um microfone de eletreto que se mostrou sensível, além de ser um componente barato.

Depois de várias tentativas tornou-se óbvio que sem a utilização de uma câmara acústica apropriada, o microfone não seria capaz de captar os sons. Então o microfone foi montado dentro da câmara acústica de um estetoscópio, o que fez com que o sensor ficasse mais sensível ao ruído cardíaco e menos susceptível a ruídos externos.

Após a escolha do sensor o próximo passo foi definir o estágio de pré-condicionamento. De acordo com estudos as freqüências dos sons cardíacos são menores que 800 Hz. Com base

nisso foi utilizado um filtro passa-baixa com freqüência de corte de aproximadamente 720 Hz e uma amplificação entre 1 e 10 vezes o sinal de entrada, que será ajustada posteriormente durante os testes finais com o protótipo (MANOLAKIS et al., 2000).

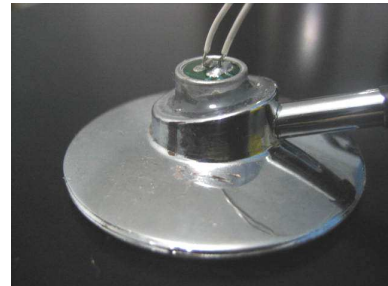


Figura 3: Microfone capacitivo embutido na câmara acústica de um estetoscópio

O projeto do filtro foi simulado em um computador com processador Intel Core 2 Duo 2,33 GHz utilizando o programa simulador de circuitos eletrônicos chamado *Multisim*<sup>®</sup> (versão educacional de 2001), no qual foi possível construir um circuito simples para simulação.

A simulação computacional demorou cerca de 4 horas para ser concluída, e foram necessários os componentes listados na Tabela 1 para a construção do circuito eletrônico simulado apresentado na Figura 4.

Tabela 1: Componentes utilizados no projeto do filtro

| Componente       | Valor/Tipo |
|------------------|------------|
| Resistor         | 1kΩ        |
| Resistor         | 10 kΩ      |
| Potenciômetro    | 100 kΩ     |
| Capacitor        | 200 nF     |
| Amp. Operacional | LM358N     |

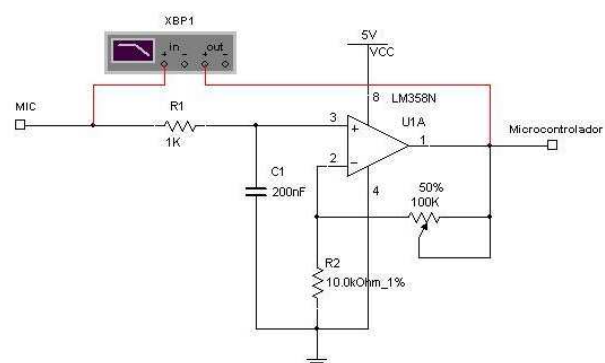


Figura 4: Circuito eletrônico utilizado na simulação computacional

Depois de captado, filtrado e amplificado, o sinal é enviado ao microcontrolador que é a parte mais importante do protótipo, pois o algoritmo implementado nele fará um condicionamento do sinal de modo a permitir que os pulsos sejam identificados e contados.

Resumidamente pode-se dizer que o algoritmo fará primeiramente a conversão analógico-digital do sinal, depois aplicará um algoritmo FFT (*Fast Fourier Transform*) definindo as frequências predominantes do sinal. A partir daí será possível detectar duas frequências distintas com suas devidas amplitudes. Conhecendo essas frequências será possível aplicar filtros digitais passa-faixa e filtro do tipo *Kalman* que isolarão os batimentos da mãe e do feto, além de estimar os sinais de cada um no evento de sobreposição dos sinais.

A Transformada Discreta de Fourier  $f_n$  com  $N$  pontos do sinal  $X_n$  pode ser definida pela soma:

$$f_k = \sum_{j=0}^{N-1} g^{jk} x_j$$

para:

$$g = e^{2\pi i / N}$$

Onde  $i$  é uma unidade complexa. Simplificando, a fórmula diz que precisaremos de  $N^2$  operações para que seja processada essa transformada. Usando as propriedades de raízes complexas podemos construir uma transformada recursiva (a função chama ela mesmo), tornando-a mais simples.

$$f_k = f_k^e + g^k f_k^o \text{ para } k = 0 \dots N - 1$$

onde  $f_k^e$  denota a  $k$ -ésima componente da transformada de tamanho  $N/2$  formada de cada componente do original  $X_j$ , enquanto  $f_k^o$  é a transformada correspondente formada de componentes negativos. Embora  $K$  varie de 0 a  $N-1$  a transformada  $f_k^e$  e  $f_k^o$  é periódica com tamanho  $N/2$ . Essa mesma fórmula reduz o problema com transformadas de tamanho  $N/4$  e assim por diante. A partir dessa base será possível construir um algoritmo rápido o suficiente e ao mesmo tempo eficiente.

Após esse tratamento o programa irá contá-los e enviá-los ao display.

A escolha do microcontrolador levou em conta diversos fatores, dos quais os mais importantes são: o baixíssimo consumo de energia, o preço acessível, a disponibilidade de ferramentas de

programação e gravação e suas características internas como velocidade de processamento, memória e periféricos (PEREIRA, 2005). O componente escolhido foi o MSP430x2 (família 2) da *Texas Instrument* que atende a essas premissas e satisfaz os requisitos do projeto (MSP430x2xx User's Guide). Ainda não foi decidido qual display será utilizado, como se trata de um componente simples não afetará o desenvolvimento do protótipo. Estuda-se ainda, adicionar um alto falante no monitor cardíaco, com isso seria possível ouvir os batimentos do feto e deixaria o monitor mais amigável.

## Testes e Resultados

O teste do sensor foi realizado de maneira a priorizar a qualidade do sinal e sua amplitude. Isso só foi possível utilizando-se uma câmara acústica como descrito anteriormente.

Para o teste do filtro, no programa simulador de circuitos, foi utilizado o equipamento "*Bode Plotter*" (XBP1 da Figura 4) para gerar a curva de Bode do filtro. Nesse teste não foi utilizada amplificação.

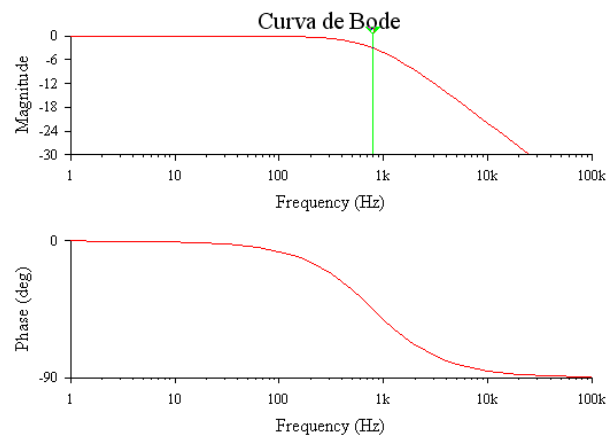


Figura 5: Curva de Bode do filtro gerado no programa Multisim.

Pode-se observar, através dos cursores, que a frequência de corte do filtro foi de aproximadamente 720 Hz, eliminado assim os ruídos de alta frequência e satisfazendo as exigências do projeto.

A programação do microcontrolador será feita na linguagem C e está em fase de desenvolvimento. O programa será testado no *Matlab 6.0* antes de ser compilado e gravado.

## Discussão

A implementação do *FFT* é o maior desafio desse trabalho. Acredito que a aplicação da transformada é fundamental para o bom funcionamento do projeto, pois sem ela será praticamente impossível distinguir os sinais

cardíacos da mãe e do feto que podem se sobrepor e ter, em algumas condições, a mesma amplitude (AMER et al., 2005).

A utilização do *FSKF* (*Factorial Switching Kalman Filter*) também é de suma importância, pois no evento de sobreposição dos sinais da mãe e do filho, a rotina de *FSKS* ignorará o sinal e fará uma estimativa de cada pulso, fazendo assim com que a monitoração seja contínua e não seja prejudicada por esse tipo de evento (CHRISTOPHER et al., 2006).

Esse tipo de filtro é muito utilizado em equipamentos de UTI neonatal, pois em algumas circunstâncias, como movimentação do bebê e problemas no posicionamento dos sensores, os equipamentos não são capazes de registrar os sinais.

Será realizada uma aquisição de sinais com o protótipo em uma gestante. Com esses dados será possível realizar uma análise dos sinais e testar os algoritmos principais utilizando o programa *MatLab*. A análise através do *MatLab* é importante, pois pode-se fazer ajustes no programa antes de gravá-lo no microcontrolador.

## Conclusão

Após a escolha do projeto foi necessário estudar a fundo a fisiologia e o funcionamento do coração. Aprendi, nesse estudo, como são gerados os sons e suas características. Foi interessante estudar como uma alteração fisiológica do coração altera o som cardíaco e que um equipamento eletrônico pode ser capaz de diagnosticar essa anomalia.

É certo que existem equipamentos sofisticados que nos permitem maior precisão, mas foi possível observar que um equipamento simples como um fonocardiógrafo pode cumprir o mesmo papel.

Estão sendo utilizados conceitos de várias áreas diferentes o que me levou a procurar literaturas e pessoas que pudessem me passar o que precisava saber.

Foram estudadas todas as possibilidades para que o funcionamento fosse o mais confiável possível, aliando baixíssimo custo e praticidade de manuseio. A escolha dos sensores, do microcontrolador, das interfaces, do método de monitoração e a busca por simplificar o uso do aparelho foram às referências para que o projeto atendesse ao objetivo proposto.

É sempre importante lembrar que o equipamento serve somente como ferramenta auxiliar para a gestação e nunca deve ser utilizado como principal meio de diagnóstico da saúde do bebê. O acompanhamento médico não pode ser descartado.

## Agradecimentos

Os autores agradecem a empresa *Texas Instruments* pelo apoio ao Laboratório de Robótica e Automação (LRA/FEAU) com os dispositivos de gravação e microcontroladores da família *MSP430*, utilizados no desenvolvimento deste projeto.

## Referências

- AIRES, M. M. et al. **Fisiologia**. Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 1997.
- AMER, W. I. **Fetal Electrocardiogram**. International Journal of obstetrics and gynecology, 2005. Disponível em [www.periodicos.capes.gov/portugues/index.asp](http://www.periodicos.capes.gov/portugues/index.asp) Acesso em 22/10/07.
- CHRISTOPHER K. I. W., QUINN J. **Factorial Switching Kalman Filters for condition monitoring in neonatal intensive care**. School of Informatics, University of Edinburgh EHI 2QL, UK, 2006.
- GANONG, W. F. **Fisiologia Médica**. Atheneu Editora. São Paulo, 1972.
- LUISADA A, MACCANON D., FEIGE L., GRIFFEN P., DANIEL B. **Design and first results of a new phonocardiogram**. The American Journal of Cardiology 28, 1991.
- MANOLAKIS, B. et al. **Statistical and Adaptive Signal Processing: Spectral Estimation, Signal Modeling, Adaptive Filtering and Array Processing**. McGraw-Hill, 2000.
- **MSP430x2xx Family User's Guide**. Texas Instruments.
- PARMET, S. **Electrocardiograms**. JAMA v.296 n.10, General Science. September 12/2006 pg.1314. Disponível em: [www.periodicos.capes.gov/portugues/index.asp](http://www.periodicos.capes.gov/portugues/index.asp) Acesso em 22/10/07.
- PEREIRA, F. **Microcontroladores MSP430 – Teoria e prática**. Editora Érica. São Paulo, 2005.
- VARADY P, WILDT L., BENYÓ Z., HEIN A. **An advanced method in fetal phonocardiography**. Computer Methods and Programs in Biomedicine 71, 2003.