

# FILTRAGEM ADAPTATIVA DE ECG ABDOMINAL PARA IDENTIFICAÇÃO DO COMPLEXO QRS FETAL

**Lucenara dos Santos Pereira**

Acadêmica do curso de Engenharia Elétrica da Universidade Federal do Pampa  
lucenara@alunos.unipampa.edu.br

**Jorge Pedraza Arpasi**

Professor do curso de Engenharia de Telecomunicações da Universidade Federal do Pampa  
jorgearpasi@unipampa.edu.br

**Fabiano Tondello Castoldi**

Professor do curso de Engenharia de Telecomunicações da Universidade Federal do Pampa  
fabianocastoldi@unipampa.edu.br

**Resumo.** Este artigo apresenta um processo de filtragem digital adaptativa aplicado no cancelamento de interferências que acompanham o sinal de ECG fetal extraído do abdômen da gestante. São consideradas as harmônicas de 60 Hz, o ruído térmico e os batimentos cardíacos maternos. O filtro projetado utiliza estrutura FIR e algoritmo LMS, e fornece um sinal fetal adequado para análise médica do complexo QRS.

**Palavras-chave:** Complexo QRS, Interferências, Algoritmo LMS.

## 1. INTRODUÇÃO

Eletrocardiogramas (ECGs) apresentam pulsos padronizados que servem de base para diagnósticos médicos. Na Fig. 1 podem ser vistos os picos e vales denominados P, Q, R, S e T, sendo que as ondas Q, R e S juntas formam o complexo QRS, um importante indicador de anormalidades do sistema de condução. O monitoramento fetal através de ECGs permite a identificação precoce de diversos problemas, tais como as arritmias cardíacas fetais (Sörnmo et al., 2004).

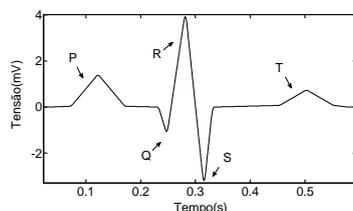


Figura 1. Pulso característico de um ECG.

A fim de evitar métodos invasivos, o exame de ECG pode ser feito externamente, por meio de eletrodos dispostos no abdômen da gestante. No entanto, somado a esse sinal de ECG fetal também existem diversas interferências, que impedem a visualização do complexo QRS (Liu et al., 2011).

A interferência mais significativa é a distorção provocada pelo ECG materno, que não pode ser eliminada por filtros seletores de frequência por apresentar espectro que se superpõe ao fetal. No domínio do tempo, ambos os sinais se cruzam, coincidindo seus complexos QRS entre 27% e 46,5% do total do complexo QRS fetal. O mesmo também acontece no domínio da frequência, no qual o QRS materno está presente entre as frequências 10 Hz e 40 Hz, enquanto o fetal começa a partir dos 20 Hz (Ortega, 2010).

Outras interferências existentes em um ECG fetal são as harmônicas de 60 Hz e o ruído térmico (ou de medição). Este é inerente à maioria dos equipamentos eletrônicos, enquanto que as harmônicas de 60 Hz são provenientes da rede elétrica, causadas por indução ou efeito eletrostático (Sörnmo et al. 2004).

No intuito de cancelar esses sinais aleatórios de ruído, com mínima perda de dados significativos, podem ser empregados filtros adaptativos que tem como principal característica a adaptação dos coeficientes controlada por um método iterativo, como o algoritmo dos Mínimos Médios Quadráticos *Least Mean Squares* (LMS) (Li Tan, 2008).

O complexo QRS é adequadamente filtrado por este método devido a sua diferença estatística em relação ao resto do ECG. Segundo Ortega (2010), o segmento QRS tem uma variância mais alta que o segmento SQ (que vai da onda S até a próxima onda Q). Isso faz com que esta componente materna seja melhor estimada e cancelada do ECG abdominal.

Assim, este trabalho tem o objetivo de projetar e analisar filtros adaptativos de Resposta ao Impulso Finita (*Finite Impulse Response-FIR*), especificando os parâmetros envolvidos e definindo os sinais de entrada e referência que devem ser utilizados.

A seguir, na Seção 2 será feita uma descrição teórica sobre filtros adaptativos e algoritmo LMS, na Seção 3 tem-se a metodologia empregada no desenvolvimento dos filtros e, por fim, na Seção 4 tem-se os resultados obtidos e a análise dos mesmos.

## 2. FILTROS FIR ADAPTATIVOS E ALGORITMO LMS

A saída  $y(k)$  de um filtro FIR é dada por:

$$y(k) = \sum_{i=0}^N w_i(k)x(k-i) = \mathbf{w}^T(k)\mathbf{x}(k) \quad (1)$$

onde  $\mathbf{x}(k) = [x(k), x(k-1), \dots, x(k-N)]^T$  é o vetor do sinal de entrada e  $\mathbf{w}(k) = [w_0(k), w_1(k), \dots, w_N(k)]^T$  é o vetor de coeficientes, automaticamente ajustável no caso de um filtro FIR adaptativo (Diniz, 2008).

Supondo que o sinal de entrada  $x(k)$  possa ser modelado como um processo estocástico amplamente estacionário, é possível ajustar os coeficientes pelo critério de minimização do Erro Médio Quadrático (*Mean Square Error-MSE*), definido como a média quadrática do erro  $e(k) = d(k) - y(k)$ , onde  $d(k)$  é o sinal de referência. Assim, pode-se definir a função objetivo do MSE =  $E[e^2(k)] = \xi(k)$  como:

$$\xi(k) = \sigma^2 - 2\mathbf{w}^T\mathbf{p} + \mathbf{w}^T\mathbf{R}\mathbf{w} \quad (2)$$

onde  $\sigma^2(k) = E[d^2(k)]$  é a variância do sinal de referência (ou desejado),  $\mathbf{p} = E[d(k)\mathbf{x}(k)]$  é o vetor de correlação cruzada entre o sinal de referência e o de entrada,  $\mathbf{R} = E[\mathbf{x}(k)\mathbf{x}^T(k)]$  é a matriz de autocorrelação do sinal de entrada (Manolakis, 2011).

A minimização da função objetivo do MSE em relação a  $w_i(k)$  fornece a solução de de Wiener-Hopf, dada por  $\mathbf{w}_o = \mathbf{R}^{-1}\mathbf{p}$ , onde  $\mathbf{w}_o$  é o vetor de coeficientes ótimos, cujas coordenadas correspondem ao ponto mínimo do parabolóide multidimensional da função quadrática  $\xi(k)$  (Benvenuto et al., 2004).

Um método que pode substituir Wiener na minimização do MSE é o Gradiente Descendente (*Steepest Descent*), que atualiza os coeficientes de forma iterativa conforme:

$$\mathbf{w}(k+1) = \mathbf{w}(k) - \mu\nabla\xi(k) \quad (3)$$

onde  $\mu$  é o passo de convergência.

Entretanto, ambos os métodos são complexos computacionalmente, além de que os sinais de entrada e referência devem ser conhecidos *a priori*, o que nem sempre é possível. Uma alternativa é utilizar o algoritmo LMS, que opera com estimativas instantâneas desses sinais (Diniz, 2008). Uma vez que o gradiente torna-se  $\nabla\xi(k) = -2e(k)\mathbf{x}(k)$ , a Eq. (4) substitui a Eq. (3):

$$\mathbf{w}(k+1) = \mathbf{w}(k) + 2\mu e(k)\mathbf{x}(k) \quad (4)$$

Para a estabilidade do algoritmo LMS, é necessário que  $\mu$  seja escolhido em determinados intervalos, como  $0 < \mu < \frac{1}{NP_x}$ , onde  $P_x$  é a potência do sinal de entrada e  $N$  é o número de coeficientes (Li Tan, 2008). Têm-se ainda as relações  $0 < \mu < \frac{1}{\lambda_{máx}}$ , onde  $\lambda_{máx}$  é o maior autovalor de  $\mathbf{R}$ , e  $0 < \mu < \frac{1}{tr[\mathbf{R}]}$ , sendo que  $tr[\mathbf{R}]$  é o traço da matriz  $\mathbf{R}$  (Diniz, 2008).

## 3. METODOLOGIA

Inicialmente, foram gerados sinais característicos de eletrocardiogramas

maternos e fetais, através do software MATLAB®, que também foi utilizado durante as simulações. O sinal de ECG fetal tem 0,25mV de amplitude e uma frequência cardíaca de 139 batimentos por minuto, enquanto que o ECG materno tem 3,5mV de amplitude e 89 batimentos por minuto. Ambos foram amostrados em 4 kHz.

Para a composição do ECG abdominal, foi feito um somatório entre um sinal de ECG fetal puro, um sinal de ECG materno após a passagem por um filtro FIR de 10 coeficientes fixos, a fim de descrever um caminho de propagação entre a cavidade torácica e o abdômen, mais um ruído da rede elétrica dado por um sinal senoidal com harmônicas de 60 Hz, que foram variadas ao longo das simulações para verificação da capacidade do filtro em acompanhar variações do sistema, e ainda um ruído térmico, dado por um ruído branco gaussiano de amplitude 0,02.

Para o cancelamento das interferências, tomou-se como base o esquema expresso na Fig. 2, onde um sinal de entrada  $x(k)$  correlacionado com o ruído  $r(k)$  presente no eletrocardiograma  $s(k)$  é ponderado pelos coeficientes do filtro adaptativo, gerando uma estimação desse ruído na saída  $y(k)$ . Esta saída estimada é subtraída do sinal de referência  $d(k) = s(k) + r(k)$ , resultando em um erro de saída do sistema  $e(k) = s(k)$ , que corresponde ao sinal de ECG filtrado.



Figura 2. Esquema de filtragem adaptativa.

O processo de filtragem estudado foi realizado em duas etapas, onde a primeira destina-se a eliminação do ruído térmico e o sinal senoidal da rede elétrica, e a segunda aplica-se no cancelamento do ECG materno.

Na primeira etapa de filtragem, o sinal de referência foi tomado como um ECG abdominal. Para o sinal de entrada, utilizou-se uma componente senoidal com harmônicas de 60 Hz, defasada em relação ao

ruído de mesma fonte presente no ECG abdominal, somada com um ruído branco gaussiano que modela o ruído térmico.

Na segunda etapa, projeta-se um filtro para eliminar a componente materna, tendo como sinal de referência a saída do sistema anterior e como sinal de entrada um ECG captado da região torácica da gestante. Após a convergência, o sinal de erro deve ser um ECG fetal livre de ruídos.

#### 4. RESULTADOS

A partir da metodologia expressa na seção anterior, são realizadas as duas etapas de filtragem. Durante o processo, variam-se o passo de convergência  $\mu$  e o número de coeficientes  $N$ , na busca pela melhor especificação. Uma convergência rápida foi obtida com o aumento no passo de convergência ou redução no comprimento do filtro, mas com conseqüente acréscimo no erro final. De forma análoga, o erro e a velocidade de convergência foram reduzidos com a diminuição de  $\mu$  ou aumento no número de coeficientes. Esse comportamento confere com a teoria descrita em Benvenuto et al. (2004) e Diniz (2008).

Assim, com o objetivo de obter um erro mínimo, o que aumentaria a precisão dos diagnósticos médicos, mas sem grandes perdas em termos de velocidade de convergência, escolheu-se  $N = 200$  e  $\mu = 0,001$  para a primeira etapa, e  $\mu = 0,001$  e  $N = 100$  para a segunda. A definição dos parâmetros foi feita a partir da análise gráfica do sinal de erro  $e(k)$  e do MSE em cada configuração.

O sinal filtrado na primeira etapa encontra-se na Fig. 3, onde observa-se que a componente materna de amplitude elevada impede a detecção do complexo QRS fetal. Somente após a segunda etapa de filtragem, onde os batimentos cardíacos maternos são eliminados, é que o sinal de ECG fetal apresenta um complexo QRS visivelmente melhorado, conforme mostrado na Fig. 4. Em ambos os gráficos, encontram-se juntamente o ECG fetal obtido após a filtragem adaptativa em cada etapa e o ECG fetal antes

de ser corrompido, em um intervalo após a convergência.

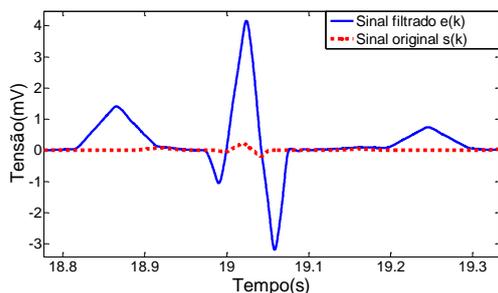


Figura 3. Comparação entre o ECG fetal obtido na primeira etapa e o ECG fetal original.

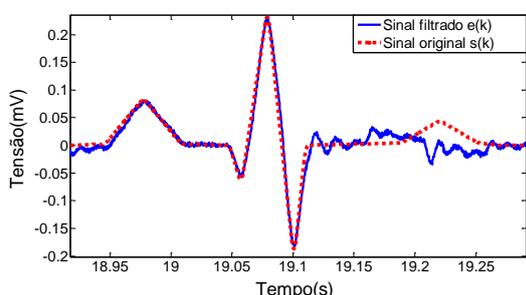


Figura 4. Comparação entre o ECG fetal obtido na segunda etapa e o ECG fetal original.

Finalmente, na Fig. 5, tem-se a curva do MSE obtida ao final do processo, com os parâmetros escolhidos. Através da mesma, é possível visualizar o decréscimo do erro a cada iteração, até chegar próximo ao zero, uma vez que o caso ideal (MSE nulo) não é possível de ser obtido. Esse resultado é semelhante ao obtido por Liu et. al (2011), utilizando os algoritmos NLMS e RLS, que são mais complexos computacionalmente.

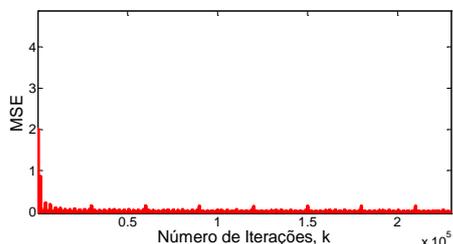


Figura 5. Curva de aprendizagem do MSE.

## 5. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Após a filtragem, os resultados obtidos mostram que o sinal proveniente do

abdômen apresenta um complexo QRS fetal com precisão suficiente para a realização de diagnósticos médicos, sem a necessidade de técnicas invasivas que podem ser prejudiciais para o feto e a gestante. Assim, pode-se concluir que filtros FIR adaptativos que utilizam o algoritmo LMS são eficientes nesta aplicação, além de possuírem baixa complexidade computacional. Como continuação da pesquisa, pretende-se implementar os filtros utilizando outros algoritmos de adaptação, como os de passo variável, e também acrescentar outras interferências que possam estar presentes em eletrocardiogramas fetais captados do abdômen.

## 6. REFERÊNCIAS

- BENVENUTO, N.; CHERUBINI, G. **Algorithms for Communications Systems and their Applications**. England: Wiley, 2004.
- DINIZ, P. S. R. **Adaptive Filtering: Algorithms and Practical Implementation**. New York: Springer, 2008.
- LIU, SHI-JIN; et al. Extraction of Fetal Electrocardiogram using Recursive Least Squares and Normalized Least Mean Squares Algorithms In: 3<sup>rd</sup> INTERNATIONAL CONFERENCE ON ADVANCED COMPUTER CONTROL, 2011, Harbin.
- MANOLAKIS D.; INGLE V. **Applied Digital Signal Processing**. New York: Cambridge University Press, 2011.
- ORTEGA, R. A.; et al. Implementation of a real-time algorithm for maternal and fetal heart rate monitoring in a digital signal controller platform. In: 32<sup>nd</sup> ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE EMBS, 2010, Buenos Aires.
- SÖRNMO, L.; LAGUNA, P. **Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications**. Elsevier Academic Press, 2005.
- TAN Li. **Digital Signal Processing: Fundamentals and Applications**. London: Elsevier, 2008.