

# DESEMPENHO DE CODIFICADOR DE SINAIS DE S-EMG ISOMÉTRICOS PARA DIVERSAS QUANTIDADES DE SUB-BANDAS DA TWD

M. H. Trabuco\*, M. V. C. Costa\*\* e F. A. de O. Nascimento\*

\*Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília, Brasil

\*\* Faculdade do Gama, Universidade de Brasília, Brasília, Brasil

e-mail: chaffim@unb.br

**Resumo:** Este trabalho avalia as consequências no desempenho de um codificador de sinais de eletromiografia de protocolo isométrico ao segmentar os coeficientes transformados de *wavelets* com diferentes quantidades de sub-bandas. O objetivo dessa avaliação é determinar uma quantidade ótima de sub-bandas de alocação para cada perfil. Nas avaliações, foram implementados e comparados dois perfis de alocação de bits: Alocação Linear Decrescente e Alocação Tangente Hiperbólica. Os resultados mostraram que a variação da quantidade de sub-bandas não afeta substancialmente o desempenho do codificador.

**Palavras-chave:** Compressão de dados, Transformada de *wavelets* discreta, Sub-bandas, Protocolo isométrico.

**Abstract:** *This paper evaluates the impact on the performance of an isometric protocol electromyographic signal encoder that segments the wavelet transform spectrum with varying amounts of subbands. The evaluation purpose is to determine the best amount of subbands. Two methods of allocating bits were implemented and compared in computational evaluations: Decreasing Linear Allocation and Hyperbolic Tangent Allocation. Results have shown that the variation of the amount of subbands does not affect substantially the encoder performance.*

**Keywords:** *Data compression, Discrete Wavelet Transform, Subbands, Isometric protocol.*

## Introdução

Nos últimos anos, há um aumento do número de cientistas que desenvolvem suas pesquisas na área de processamento digital de sinais biológicos, dentre os quais destacam-se os sinais de eletromiografia (EMG), sobretudo os de superfície (S-EMG). Nesse contexto, sobressaem-se as pesquisas que visam aperfeiçoar as técnicas de compressões de sinais, buscando a melhor relação entre tamanho em *bytes* do sinal armazenado e qualidade do sinal reconstruído.

Diversas técnicas de compressão de sinais de eletromiografia foram desenvolvidas na última década. Pode-se destacar as que utilizam predição linear [1], codificação de forma de onda baseada em transformada ortogonal [2, 3], aprendizagem por meio de redes neurais [4, 5], e padrões recorrentes [6]. Abordagens mais recentes [7, 8, 9, 10] realizam a segmentação do sinal de S-EMG, após a qual cada segmento é justaposto

para formar um sinal 2D (matriz de  $N \times M$  amostras), que é codificado usando técnicas desenvolvidas para sinais bidimensionais (imagens).

Neste trabalho é avaliada uma técnica de compressão de sinais de S-EMG baseada na transformada de *wavelets* discreta (TWD) [11, 12, 13]. No algoritmo de codificação, após a aplicação da transformada de *wavelets* discreta sobre cada uma das janelas do sinal, os coeficientes da TWD são segmentados em sub-bandas, que são então utilizadas como entrada do algoritmo de quantização do vetor de coeficientes transformados.

É objetivo deste trabalho o estudo dos efeitos da quantidade de sub-bandas nas métricas objetivas de avaliação de desempenho do codificador de S-EMG. Seguindo o exemplo de estudos semelhantes que envolviam sinais originários de protocolos dinâmicos [14], nas avaliações foram utilizados sinais de S-EMG de protocolo isométrico para os testes do codificador.

## Materiais e métodos

**Codificação e Decodificação** – Neste trabalho foi implementado o algoritmo proposto em [15], no qual o sinal original é dividido em janelas de 2048 amostras e a cada janela é aplicada uma transformada de *wavelets* ortogonal com funções de base *Daubechies-4* com 8 níveis de resolução; escolha que foi estabelecida com base em estudo prévio realizado em [5]. Em seguida, cada janela de coeficientes transformados é segmentada em 16 sub-bandas, quantidade esta escolhida tendo por base o estudo desenvolvido em [4]. Após a segmentação em sub-bandas, o vetor de alocação de bits, obtido a partir do uso dos algoritmos de alocação apresentados mais adiante, é utilizado para realizar a quantização do sinal transformado. Em seguida, os dados quantizados são a entrada de um codificador de entropia.

Na decodificação, inicialmente os dados são descompactados de forma a permitir o acesso à informação correspondente a cada segmento do sinal comprimido. Em seguida, os dados passam pelo decodificador de entropia, então as sub-bandas são reconstruídas e aplica-se a quantização inversa. As sub-bandas são reagrupadas em janelas, que são entradas da transformada de *wavelets* discreta inversa. Após a TWD inversa, obtém-se um segmento composto por  $N$  amostras do sinal de S-EMG. Os diversos segmentos são concatenados de forma a obter o sinal decodificado.

Os processos de codificação e de decodificação são apresentados nas Figuras 1 e 2.

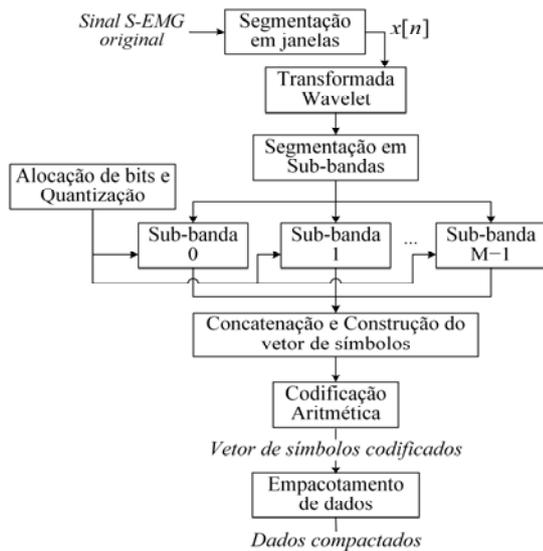


Figura 1: Diagrama de blocos da codificação de sinais de S-EMG isométricos.



Figura 2: Diagrama de blocos da decodificação de sinais de S-EMG isométricos.

**Algoritmos de alocação de bits** – Foram utilizados dois algoritmos de alocação de bits, como relatado em [15], para prover a alocação de bits às sub-bandas do sinal transformado: Alocação Linear Decrescente (ALD) e Alocação Tangente Hiperbólica (ATH). Para melhor compreensão, o desenvolvimento matemático de cada algoritmo é apresentado a seguir.

A quantidade de bits recebida por cada sub-banda é representada por  $B[m]$ , os valores de  $Q$  e  $L$  correspondem, respectivamente, ao maior e ao menor comprimento de palavra digital a serem alocados para codificar um conjunto de coeficientes e  $M$  corresponde à quantidade de sub-bandas utilizadas na segmentação dos coeficientes no domínio transformado.

Algoritmo I – Alocação de bits linear decrescente (ALD):

$$B[m] = \text{int sup} \left\{ Q - \frac{Q-L}{M-1} m \right\} \quad (1)$$

No segundo algoritmo há também as variáveis  $\alpha$  e  $\beta$ : a primeira corresponde a um fator de compressão horizontal da curva e a segunda corresponde a um fator de deslocamento horizontal.

Algoritmo II – Alocação de bits tangente hiperbólica decrescente (ATH):

$$B[m] = \text{int sup} \left\{ \frac{Q}{2} \left[ 1 - \tanh \left( \alpha \left( m - \frac{M}{\beta} \right) \right) \right] \right\} \quad (2)$$

O algoritmo proposto em [15] divide o sinal em 16 sub-bandas. Neste trabalho é analisado o impacto sobre o desempenho do codificador ao utilizar a segmentação em 4, 8, 32 ou 64 sub-bandas.

As Figuras 3 e 4 ilustram as curvas usadas na alocação de bits para os coeficientes da transformada de wavelets, para diferentes quantidades de sub-bandas, ao serem aplicados os algoritmos I e II, respectivamente.

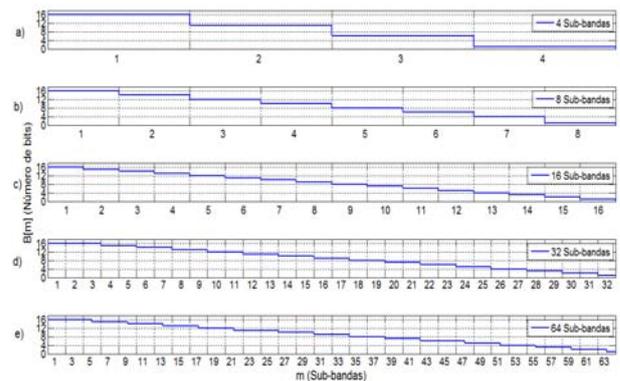


Figura 3: Perfil ALD de alocação de bits por sub-bandas: (a) Segmentação em 4 sub-bandas; (b) Segmentação em 8 sub-bandas; (c) Segmentação em 16 sub-bandas; (d) Segmentação em 32 sub-bandas; (e) Segmentação em 64 sub-bandas.

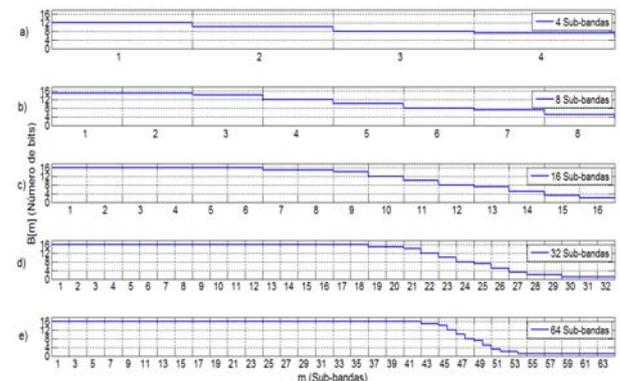


Figura 4: Perfil ATH de alocação de bits por sub-bandas: (a) Segmentação em 4 sub-bandas; (b) Segmentação em 8 sub-bandas; (c) Segmentação em 16 sub-bandas; (d) Segmentação em 32 sub-bandas; (e) Segmentação em 64 sub-bandas.

**Banco de sinais** – Os sinais de EMG isométricos utilizados para testar o algoritmo de compressão foram coletados do músculo *biceps brachii* de 14 sujeitos em esforços de tensão isométricos, mantendo 60% da sua contração voluntária máxima. Foram utilizados eletrodos de superfície pré-amplificados (modelo *DE-02*, *DelSys Inc. Boston MA, USA*). Os sinais foram alimentados em uma placa de aquisição com *LABVIEW (NI-DAQ para Windows, National Instruments, USA)*. Todos os sinais foram amostrados a 2 kHz e digitalizados com 2 bytes/amostra. A duração dos sinais varia de 3 a 6 minutos. Este é o mesmo banco de sinais previamente relatado em [4].

**Métricas de avaliação de desempenho** – O desempenho do algoritmo de compressão foi mensurado objetivamente a partir de duas métricas: o fator de compressão (CF) e a diferença percentual residual (PRD). Esses critérios são atualmente bastante utilizados na literatura para a avaliação da compressão de sinais de S-EMG [2, 3, 4, 5, 6].

O fator de compressão é definido por

$$CF(\%) = \frac{O_s - C_s}{O_s} \times 100 \quad (3)$$

onde  $O_s$  é a quantidade de bits necessária para armazenar os dados originais e  $C_s$  é a quantidade de bits necessária para armazenar os dados comprimidos.

A diferença percentual residual é definida como

$$PRD(\%) = \sqrt{\frac{\sum_{n=0}^{N-1} (x[n] - \hat{x}[n])^2}{\sum_{n=0}^{N-1} x^2[n]}} \times 100 \quad (4)$$

onde  $x$  é o sinal original,  $\hat{x}$  é o sinal reconstruído e  $N$  é o tamanho do segmento de sinal.

## Resultados

**Gráficos comparativos** – Os resultados obtidos a partir das avaliações realizadas são apresentados nas Figuras 5 e 7, que ilustram o desempenho do algoritmo de codificação por meio de uma avaliação baseada nos critérios objetivos descritos anteriormente (PRD em função de CF), ao serem utilizadas as curvas de alocação de bits ALD e ATH. As Figuras 6 e 8 ilustram a diferença das demais curvas em relação à curva de desempenho para a alocação com 16 sub-bandas nas Figuras 5 e 7 respectivamente.

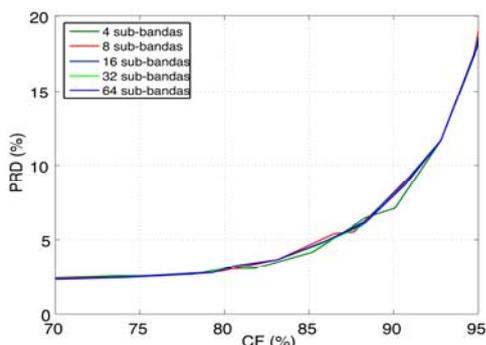


Figura 5: Gráfico comparativo para a alocação ALD.

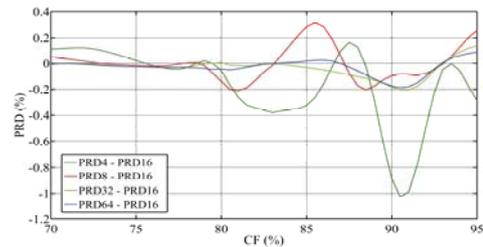


Figura 6: Gráfico da diferença entre os desempenhos das demais curvas em relação à curva de alocação usando 16 sub-bandas para o perfil ALD.

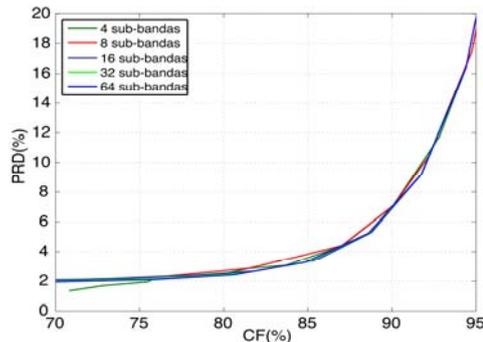


Figura 7: Gráfico comparativo para a alocação ATH.

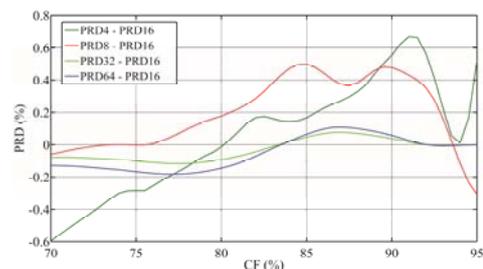


Figura 8: Gráfico da diferença entre os desempenhos das demais curvas em relação à curva de alocação usando 16 sub-bandas para o perfil ATH.

## Discussão

A partir dos gráficos de desempenho apresentados (Figuras 5 e 7) e da diferença entre os desempenhos tendo como referência a alocação com 16 sub-bandas para cada um dos perfis de alocação propostos (Figuras 6 e 8) pode-se notar que, com a variação da quantidade de sub-bandas que segmentam uma janela do sinal transformado, o desempenho do algoritmo de codificação sofre pouca alteração em seu aspecto global. Os resultados obtidos para todos os casos são bastante semelhantes; a disparidade de desempenho das diferentes alocações em relação à alocação usando 16 sub-bandas é inferior a 1,1 % de PRD para o perfil de alocação ALD e para o perfil de alocação ATH a máxima discrepância não supera 0,7 % de PRD.

Tal fato pode ser explicado a partir da observação das Figuras 3 e 4, que exibem explicitamente a quantidade de bits que cada sub-banda recebe pela alocação de bits. A partir da análise destas figuras, pode-se inferir que, mesmo variando a quantidade de sub-bandas, a quantidade de bits efetiva que foi atribuída aos coeficientes de maior energia (presentes nas sub-bandas mais à esquerda nas Figuras 3 e 4), ou seja, aqueles mais signifi-

ficativos no processo de reconstrução do sinal, permaneceu muito semelhante.

A maior disparidade no processo de alocação para cada caso ocorre para coeficientes de menor energia, ou seja, para aqueles que apresentam menor influência no processo de reconstrução. Por estarem presentes em uma região de menor energia do sinal, o resultado final não chega a ser afetado substancialmente.

De maneira geral, a exemplo de [13], embora exista certa discrepância em relação ao S-EMG original, as formas de onda reconstruídas com ATH apresentaram maior qualidade (menor PRD) que algoritmos relatados na literatura [2, 4, 6] para CF entre 80% e 90%.

## Conclusão

Verificou-se neste trabalho que a alteração da quantidade de sub-bandas sobre a segmentação de uma janela de sinal transformado pouco influenciou no desempenho final do algoritmo de compressão. Foram utilizados sinais S-EMG reais adquiridos em protocolos de esforços isométricos para a avaliação em algoritmo de compressão, conforme previamente relatado em [15].

A partir dos resultados obtidos, pode-se inferir que a variação da quantidade de sub-bandas, no caso geral, resulta em sutis alterações das curvas de desempenho CF x PRD.

Como explicado, a obtenção de resultados semelhantes deve-se, sobretudo, ao fato de as curvas de alocação de bits geradas serem bastante similares, em especial quando tratamos dos coeficientes de maior energia.

## Referências

- [1] Carotti ESG, De Martin JC, Merletti R, Farina D. Compression of surface EMG signals with algebraic code excited linear prediction. In: Proceedings of IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing, pp. 1148–1151, Toulouse, France, 2006 May.
- [2] Norris JA, Englehart K, Lovely D. Steady-state and dynamic myoelectric signal compression using embedded zero-tree wavelets. In: Proceedings of 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine Biology Society; 2001 Oct; Istanbul, Turkey. 2001. pp. 1879-1882.
- [3] Paiva JPLM, Kelencz CA, Paiva HM, Galvão RKH, Magini M: Adaptive wavelet EMG compression based on local optimization of filter banks. *Physiological Measurement*. 2008, 29(7):843-856.
- [4] Berger PA, Nascimento FAO, Carmo JC, Rocha AF: Compression of EMG signals with wavelet transform and artificial neural networks. *Physiological Measurement*. 2006, 27(6):457–465.
- [5] Berger PA, Nascimento FAO, Carmo JC, Rocha AF, Santos I. Algorithm for compression of EMG signals. In: Proceedings of the 23th annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine Biology Society, Cancun. 2003. p. 1299-1302.
- [6] Filho EBL, Silva EAB, Carvalho MB: On EMG signal compression with recurrent patterns. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2008, 55(7):1920-1923.
- [7] Costa MVC, Carvalho JL, Berger PA, Zaghetto A, Rocha AF, Nascimento FAO. Two-dimensional Compression of Surface Electromyographic Signals Using Column-correlation Sorting and Image Encoders. In: 31st Annual International Conference of the IEEE - EMBS 2009, Minneapolis. v. 1. p. 428-431.
- [8] Costa MVC, Berger PA, Rocha AF, Carvalho JL, Nascimento FAO. Compression of Electromyographic Signals Using Image Compression Techniques. In: The 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Vancouver. 2008. v. 1. p. 2948-2951.
- [9] Costa MVC, Berger PA, Carvalho JL, Rocha AF, Nascimento FAO. Novo método para compressão de sinais de EMG usando JPEG2000. In: CBEB 2008 XXI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Salvador. Anais do XXI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, v. 1. p. 1-5.
- [10] Costa MVC, Zaghetto A, Berger PA, Carvalho JL, Rocha AF, Nascimento, FAO. Compressão de Sinais de Eletromiografia de Superfície Usando H.264/AVC. In: Congresso Brasileiro de Informática em Saúde 2008, Campos do Jordão, v. 1. p. 1-6.
- [11] Trabuço MH, Angarita JAC, Nascimento FAO. Algoritmo de Compressão de Sinais de S-EMG por Meio de TDW e Alocação de Bits Por Sub-Bandas. In: XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica - CBEB 2012, 2012, Ipojuca, PE. Anais do CBEB 2012, 2012. v. 1. p. 1953-1957.
- [12] Trabuço MH, Costa MVC, Zaghetto A, Carmo JC, Nascimento FAO. Compressão de S-EMG em Protocolos Dinâmicos Usando TWD e Alocação de Bits por Sub-bandas. In: XXXI Simpósio Brasileiro de Telecomunicações (SBrT2013), 2013, Fortaleza - CE. Anais do SBrT 2013, 2013. v. 1. p. 1-5.
- [13] Trabuço MH, Costa MVC, Schwartz FP, Nascimento FAO. Compressão de Sinais de S-EMG por Transformadas e Perfil Espectral para Alocação de Bits. In: VIII Pan American Health Care Exchanges Conference - PAHCE 2013, 2013, Medellín. Proceedings of The VIII Pan American Health Care Exchanges Conference - PAHCE 2013, 2013. v. 1. p. 35-41.
- [14] Trabuço MH, Costa MVC, Nascimento FAO. Efeito da Quantidade de Sub-bandas no Desempenho de Codificador de Sinais de S-EMG Dinâmicos Baseado em Transformada Wavelet Discreta. In: Pan American Health Care Exchanges (PAHCE), 2014, Brasília. Proceedings of The PAHCE, 2014. v. 1. p. 1-6.
- [15] Trabuço MH, Costa MVC, Nascimento FAO. S-EMG signal compression based on domain transformation and spectral shape dynamic bit allocation. *Biomedical Engineering Online (Online)*. 2014; 13(22):22-47.