

Segmentação Automática de S-EMG em Protocolos Dinâmicos para Compressão Bidimensional

Marcel H. Trabuco, Marcus V. C. Costa, Bruno Macchiavello e Francisco A. de O. Nascimento

Resumo—Este artigo apresenta uma técnica de pré-processamento do S-EMG de protocolo dinâmico que consiste na detecção automática da atividade muscular e na segmentação baseada nos intervalos consecutivos. Após esta segmentação, é gerada uma matriz bidimensional a partir do S-EMG, equivalente a uma imagem digital, que explora de forma mais eficiente a predição intra-quadro do codificador de vídeo HEVC. Os resultados obtidos são comparados a uma abordagem que usa comprimento de janela fixo para a segmentação temporal, além de outros resultados relatados na literatura. A técnica proposta mostrou-se a mais eficiente para fatores de compressão superiores a 80%.

Palavras-Chave—Compressão de dados, Compressão de imagens, Eletromiografia de superfície, HEVC.

Abstract—This paper presents a preprocessing technique of dynamic S-EMG protocol consisting of automatic detection of muscle activity and segmentation based on consecutive intervals. This segmentation is performed to generate a two-dimensional matrix from the S-EMG signal, corresponding to a digital image, which exploits more efficiently the HEVC encoder intra-frame prediction. The results are compared to a fixed window length approach for temporal segmentation, in addition to other results reported in the literature. The proposed technique proved to be the most efficient for compression factors above 80%.

Keywords—Data compression, Image Compression, Surface electromyography, HEVC.

I. INTRODUÇÃO

Nos últimos anos, houve crescimento no número de cientistas que atuam na área de processamento digital de sinais biológicos, como sinais cardíacos (ECG) [18-20], sinais neurológicos (EEG) [21-23] e, recentemente, sinais de eletromiografia (EMG) [1-17]. Tal interesse é motivado pela importância que a pesquisa nessa área tem apresentado no diagnóstico e no tratamento de diversas doenças.

Destaca-se, nesse contexto, o ramo de pesquisa que visa aperfeiçoar as técnicas de compressão de sinais. Os protocolos envolvidos no processo de aquisição de sinais, em geral, são de longa duração e possuem diversos canais, o que gera uma grande soma de dados, que oneram tempo de canal (no caso da transmissão) e/ou espaço em memória (no caso de armazenamento).

Com o objetivo de aumentar a eficiência no processo de compressão de sinais biológicos (redução da quantidade de

bits utilizados pelo sinal comprimido, sem perda da qualidade do sinal reconstruído) surge a necessidade do desenvolvimento de técnicas dedicadas. Este trabalho advém desta motivação, a proposição de uma técnica dedicada à compressão de sinais, em específico, sinais de eletromiografia de superfície (S-EMG) provenientes de protocolos de esforços dinâmicos.

A instrumentação para a digitalização de sinais de S-EMG apresenta uma taxa de amostragem que varia entre 1 kHz e 2 kHz (em alguns casos, por exemplo, caso se deseje avaliar a velocidade de condução das fibras musculares, pode ser necessário aplicar uma frequência de amostragem ainda maior). A quantização dos sinais é realizada com palavra digital de comprimento igual a 2 bytes por amostra. Boa parte dos eletromiógrafos disponíveis no mercado utilizam conversores A/D de 12 bits a 16 bits.

Diversos estudos têm sido conduzidos na literatura científica, investigando e propondo soluções para a compressão de S-EMG, dentre eles [1], em que a compressão de sinais de eletromiografia é feita utilizando a técnica de ADPCM. Diferentes métodos de compressão baseados em predição linear e em transformadas ortogonais foram comparados em [2], na qual também foi relatado o uso de codificação de voz para sinais de eletromiografia. A predição linear apresenta como vantagens principais a baixa complexidade computacional e a alta taxa de compressão de dados; contudo, não preserva a informação de fase do sinal, o que leva a uma deterioração da forma de onda codificada. O algoritmo EZW foi avaliado em [3, 4].

Estudos envolvendo a codificação paramétrica encontram-se em [5, 6]. Redes neurais artificiais foram utilizadas em [7], trabalho no qual foi utilizada a transformada de *wavelets* associada a um esquema de alocação dinâmica de bits utilizando uma camada de Kohonen. Outra técnica que apresentou excelente desempenho é a baseada em padrões recorrentes [8], entretanto o custo computacional é notoriamente elevado. Perfis espectrais decrescentes para alocação de bits são utilizados em [9] para delinear o sinal no domínio transformado de *wavelets*, gerando resultados satisfatórios sem requerer alto esforço computacional.

Algoritmos originalmente desenvolvidos para comprimir imagens digitais foram empregados na codificação de S-EMG em [10-16]. Nesses estudos, o sinal de S-EMG é segmentado em janelas de comprimento fixo de N amostras, e o sinal composto por M janelas é arranjado em uma matriz $N \times M$, gerando um arranjo bidimensional.

O uso de JPEG2000 [10-15], H.264/AVC [11,15], HEVC [15], 2D-DCT [14], 2D-DWT [14] e 2D-fractal [16] estão relatados na literatura.

Marcel H. Trabuco e Francisco A. de O. Nascimento, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade de Brasília, Brasília-DF, Brasil. E-mails: mhtrabuco@gmail.com, assis@unb.br.

Marcus V. C. Costa, Engenharia Eletrônica, Universidade de Brasília, Campus do Gama, Brasília-DF, Brasil. E-mail: chaffim@unb.br.

Bruno Macchiavello, Departamento de Ciência da Computação, Universidade de Brasília, Brasília-DF, Brasil. Email: bruno@cic.unb.br

Avalia-se aqui a compressão de sinais de S-EMG provenientes de protocolos dinâmicos, originalmente unidimensionais (1D), utilizando codificadores desenvolvidos para ambientes bidimensionais (2D). Para que seja efetivada a compressão de sinal nesse contexto, desenvolve-se uma técnica de pré-processamento de que visa gerar uma matriz que explore de maneira mais eficiente a predição intra-quadro.

A matriz produzida pela segmentação e justaposição de segmentos é equivalente a uma imagem digital e pode ser codificada usando algoritmos projetados para essa finalidade.

O codificador escolhido para compor o algoritmo de compressão foi o H.265/HEVC, o mais recente padrão desenvolvido pelo *Joint Collaborative Team on Video Coding (JCT-VC)*, formado pelo *ITU-T Video Coding Experts Group (VCEG)* e o *ISO/IEC Moving Picture Experts Group (MPEG)*.

Ao final, o desempenho do algoritmo proposto é avaliado objetivamente e comparado com resultados da literatura.

II. TÉCNICA PROPOSTA

Neste trabalho é proposto um algoritmo de compressão de sinais de S-EMG dinâmicos que associa a geração automática de uma representação bidimensional do sinal com o recente codificador de vídeo HEVC atuando sobre um único quadro (ou imagem estática).

O estágio de pré-processamento do codificador implementa uma segmentação não-supervisionada do sinal, a fim de recortar o intervalo entre duas contrações musculares consecutivas (também denominados *bulhas*) presentes em um sinal dinâmico. Tais segmentos, cada um contendo uma bulha completa, são justapostos paralelamente para conformar uma representação bidimensional do sinal.

Após a conversão de faixa dinâmica, obtêm-se uma imagem que possui um arranjo mais adequado ao codificador, no sentido em que, ao final, tal imagem propicia ao codificador explorar de forma mais eficiente as redundâncias espaciais. Para efeitos comparativos, é implementada uma divisão do sinal unidimensional em segmentos de tamanho fixo, de forma a gerar um arranjo bidimensional quadrado.

A. Codificador

A Figura 1 ilustra em diagrama de blocos os diversos módulos que constituem o algoritmo desenvolvido para a compressão de S-EMG. Duas abordagens são apresentadas: a primeira – 1 – realiza a segmentação do sinal utilizando segmentos de tamanho fixo, que ao serem justapostos, geram uma imagem quadrada; a segunda – 2 – segmenta o sinal de maneira automática, de modo a acomodar uma bulha completa por segmento. Desta maneira, é gerada uma imagem capaz de explorar de forma mais eficiente as propriedades da predição intra do codificador HEVC.

No caminho 1, o tamanho do segmento (N_{fixo}) é obtido a partir do resultado da raiz quadrada do tamanho total em amostras do sinal original (Z), arredondado para o inteiro superior mais próximo, de acordo com (1):

$$N_{fixo} = \lceil \sqrt{Z} \rceil \quad (1)$$

Assim, é obtido um arranjo bidimensional a partir de uma matriz de amostras de tamanho $N_{fixo} \times N_{fixo}$. Caso \sqrt{Z} não seja um número inteiro, o sinal é preenchido com zeros. A quantidade de zeros adicionada é enviada como informação lateral ao decodificador para que o processo possa ser desfeito, isto é, descartadas essas amostras de preenchimento.

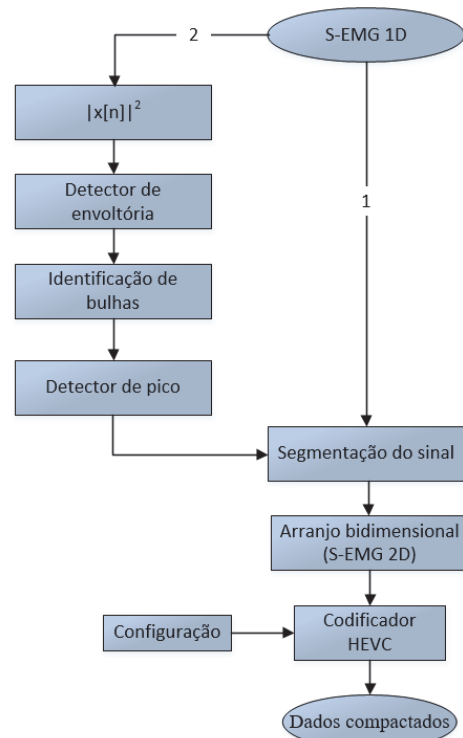


Fig. 1. Diagrama de blocos do codificador de sinais de S-EMG.

O caminho 2 ilustra o passo a passo aplicado na geração automática do arranjo bidimensional de S-EMG. Inicialmente é calculado o valor quadrático, $x^2[n]$, das amostras do sinal de S-EMG. Em seguida, tais amostras são entrada para um filtro passa-baixas tipo Butterworth de segunda ordem para a obtenção do envoltório do sinal. A partir deste envoltório, os trechos de efetiva atividade muscular do sinal dinâmico são identificados e, para cada um deles, é determinado máximo local; estes três passos estão ilustrados na Figura 2.

A partir destas estimativas, é calculada a distância temporal entre cada um dos picos de atividade muscular e, ao final, é obtida a distância média de amostras (N_{medio}) entre picos consecutivos. Esta distância corresponde a uma estimativa do intervalo de ocorrência de cada bulha. Como o protocolo de atividade física tem caráter semi-periódico, essa estimativa fornece um casamento relativamente preciso entre a distância média calculada e o comprimento efetivo das bulhas.

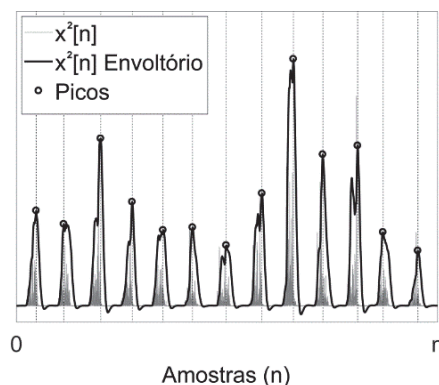


Fig 2. Representação da detecção de picos obtida a partir do sinal quadrático e de seu envoltório

O sinal de S-EMG é então dividido, a partir da amostra inicial, em segmentos de tamanho N_{medio} . Assim, o recorte efetivo ocorre nos intervalos da contração muscular e evita-se a separação de uma mesma bulha em segmentos distintos.

Os segmentos então compõem as linhas da matriz de dimensões $N_{\text{médio}} \times M$, em que M representa a quantidade de segmentos obtidos, que corresponde a o número de bulhas presentes no sinal. O tamanho do preenchimento aplicado ao final do sinal (caso seja necessário) é enviado como informação lateral

Após a geração das matrizes, são computados os valores máximo e mínimo e a faixa dinâmica é convertida para valores inteiros não-negativos com 16 bits de profundidade (ou seja, entre 0 e 65.535), adequando a imagem à configuração do codificador HEVC. O arredondamento é realizado para os valores inteiros mais próximos, de forma a obter o S-EMG 2D com dados não-negativos utilizado para a geração da imagem.

As Figuras 3 e 4 ilustram, respectivamente, a imagem gerada a partir da segmentação em tamanho fixo e a imagem gerada a partir da segmentação obtida com o recorte de bulhas.

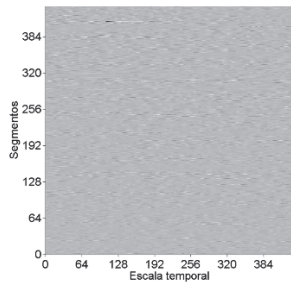


Fig. 3. Imagem gerada a partir da segmentação em tamanho fixo

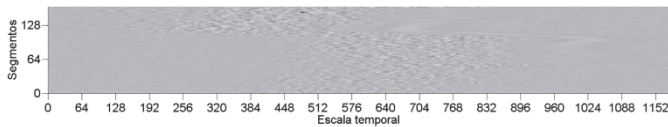


Fig. 4. Imagem gerada a partir da segmentação automática.

O próximo passo, ilustrado pelo diagrama de blocos, é aplicar o sinal bidimensional gerado ao codificador HEVC, que foi configurado para utilizar o perfil Monocromático 16 Intra. Neste perfil, o codificador utiliza o padrão de imagem YUV 4:0:0 (somente amostras de luminância), profundidade de bits igual a 16 e previsão Intra-quadro (a previsão Inter-quadros não é aplicável, uma vez que está sendo gerada apenas uma imagem para cada sinal de S-EMG). O filtro de debloqueio (*Deblocking filter*, DBF) e o filtro não linear SAO (*Sample Adaptive Offset*) estão ativos.

B. Decodificador

O decodificador está representado em diagrama de blocos na Figura 5.

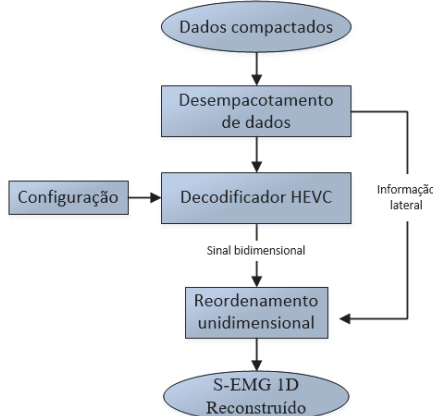


Fig.5. Diagrama de blocos do decodificador de sinais de S-EMG.

O processo de decodificação inicia-se com o desempacotamento de dados, que consiste em separar a informação lateral do conjunto de dados referentes ao sinal propriamente dito. Esta informação é armazenada para posterior utilização no processo de reconstrução do sinal unidimensional. Em seguida, a imagem compactada é fornecida ao decodificador HEVC, cuja saída corresponde ao sinal de S-EMG 2D. O sinal bidimensional é então rearranjado de forma unidimensional e retira-se o preenchimento adicionado. Ao final do processo, tem-se o sinal de S-EMG unidimensional reconstruído.

III. RESULTADOS

Foram realizadas simulações computacionais utilizando sinais de S-EMG dinâmicos reais. O procedimento de obtenção dos sinais, os sinais obtidos e comparações com outros resultados da literatura são apresentados a seguir.

A. Banco de Sinais

Os sinais de S-EMG dinâmicos utilizados para testar o algoritmo de compressão foram coletados do músculo vasto medial de nove indivíduos. A coleta foi realizada utilizando um eletromiógrafo (Delsys, modelo Bagnoli-2, Boston, Estados Unidos). Este equipamento apresenta eletrodos com pré-amplificação de 10 V/V e filtro passa-faixa de 20 Hz a 450 Hz. Os sinais foram amostrados a uma taxa de 2,0 kHz e digitalizados com 12 bits por amostra.

O protocolo foi implementado utilizando um cicloergômetro (Ergo-Fit, modelo *Ergo Cycle 167*, Pirmasens, Alemanha). Definiu-se o protocolo de aquisição com potência e velocidade constantes e de alta intensidade, não foi definido um tempo fixo para o experimento, os sujeitos pedalarão até não possuírem mais a capacidade de manter o desempenho inicialmente estabelecido.

Um trecho de sinal coletado é ilustrado na Figura 6.

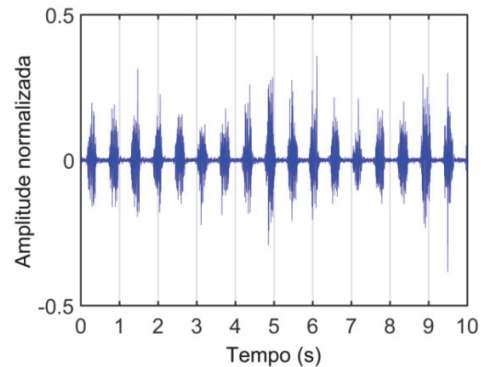


Fig. 6. Trecho de sinal S-EMG de protocolo dinâmico.

B. Critérios de avaliação

Dois critérios de avaliação da compressão de sinais eletrofisiológicos foram aplicados neste trabalho, com o propósito de avaliar objetivamente o desempenho do algoritmo proposto: o fator de compressão (CF) e a diferença percentual residual (PRD).

O fator de compressão é definido por (2),

$$CF(\%) = \frac{O_s - C_s}{O_s} \times 100, \tag{2}$$

em que 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 está definida em (3),

$$PRD(\%) = \sqrt{\frac{\sum_{n=0}^{N-1} (x[n] - \hat{x}[n])^2}{\sum_{n=0}^{N-1} x^2[n]}} \times 100, \quad (3)$$

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

C. Resultados

A Figura 7 ilustra os resultados de PRD em função de CF dos algoritmos propostos para o banco de sinais de S-EMG. O resultado IQ+HEVC (Imagem quadrada + HEVC) representa o desempenho obtido pela abordagem que faz uso de segmentação com N_{fixo} , expresso em (1), e o resultado RB+HEVC (Recorte de bulhas + HEVC) ilustra o desempenho da abordagem que usa segmentação automática.

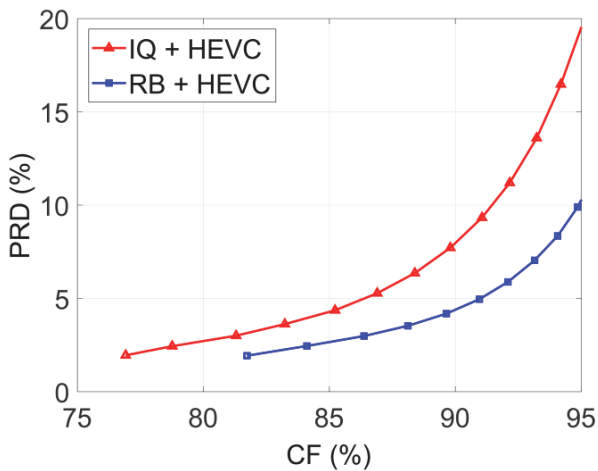


Fig. 7. Avaliação de desempenho dos algoritmos de compressão propostos.

Na Figura 8 pode-se observar a comparação dos resultados da diferença percentual residual (PRD) em função do fator de compressão (CF) com aqueles obtidos por outros autores. A Tabela I sintetiza as informações que constam da Figura 8.

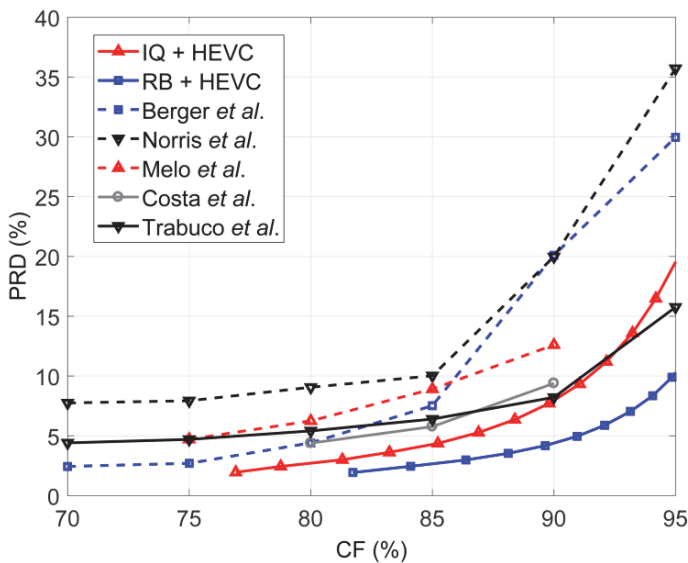


Fig. 8. Avaliação de desempenho do algoritmo de compressão proposto e comparação com resultados de Berger *et al.* [7], Norris *et al.* [4], Melo *et al.* [15], Costa *et al.* [11] e Trabuco *et al.* [9].

TABELA I. AVALIAÇÃO DE DESEMPENHO DOS CODIFICADORES – PRD (%)

	Fator de compressão – CF(%)					
	70	75	80	85	90	95
IQ + HEVC	-	-	2,71	4,28	7,96	19,53
RB + HEVC	-	-	-	2,66	4,39	10,28
Berger <i>et al.</i> [7]	2,44	2,70	4,41	7,52	20,10	29,96
Norris <i>et al.</i> [4]	7,75	7,93	9,06	10,02	19,98	35,71
Melo <i>et al.</i> [15]	-	4,707	6,248	8,909	12,603	-
Costa <i>et al.</i> [11]	-	-	4,39	5,77	9,39	-
Trabuco <i>et al.</i> [9]	4,41	4,70	5,41	6,40	8,22	15,76

I. DISCUSSÃO

A imagem gerada pela abordagem que faz uso da segmentação com número fixo de amostras (a saber, o caminho 1 ilustrado no diagrama de blocos do codificador, na Figura 1) apresenta aspecto eminentemente ruidoso, como pode ser observado na Figura 3. Com o sinal de S-EMG 2D arranjado desta maneira, a segmentação em blocos realizada pelo HEVC operando sobre uma imagem estática resultará em unidades que apresentam pequena similaridade com os blocos vizinhos da mesma imagem, isto é, baixa redundância espacial, o que acarreta uma predição do modo intra-quadro pouco eficiente.

Por outro lado, a abordagem que faz uso do recorte automático de bulhas (a saber, o caminho 2 ilustrado na Figura 1) é capaz de gerar uma imagem com áreas mais homogêneas, como pode ser observado na Figura 4, tanto na extremidade esquerda, quanto na extremidade direita. Estas áreas de maior homogeneidade são produzidas pelos trechos de baixa amplitude do sinal de S-EMG que ocorrem nos intervalos entre as contrações musculares do protocolo de esforços dinâmicos (como ilustrado pela Figura 6).

Assim, aplicando o recorte automático de bulhas, as unidades geradas pelo HEVC a partir da segmentação do quadro vão apresentar alta similaridade entre blocos adjacentes (ou seja, alta redundância espacial), o que torna a predição intra-quadro mais eficiente. A otimização da predição intra-quadro descrita, de fato, leva a uma melhor relação entre CF e PRD, como observado na Figura 7. É notória a menor PRD para um determinado valor de CF que seja comum a ambas as curvas (IQ+HEVC corresponde à imagem apresentada na Figura 3 e RB+HEVC corresponde à imagem apresentada na Figura 4).

A taxa de compressão do codificador HEVC é orientada pela configuração do parâmetro de quantização (QP), que pode variar de 1 a 51. Quanto menor o valor de QP, menor será o valor de CF (menor a compressão obtida). Portanto, menor também será a distorção causada (aferida pela PRD). A Figura 7 mostra que, para a configuração com QP mínimo (igual a 1) foi obtido CF em torno de 80%, ou seja, o sinal de S-EMG codificado ocupou cerca de 20% do tamanho original, o que é um resultado significativamente satisfatório.

A Figura 8 e a Tabela I atestam a eficácia do codificador HEVC ao comprimir sinais de S-EMG, sobretudo caso seja usado o pré-processamento baseado na detecção automática da duração dos eventos de contração muscular. Os resultados obtidos foram superiores (menor PRD) aos relatados na literatura para fatores de compressão (CF) acima de 80%.

II. CONCLUSÃO

Neste trabalho foi avaliado o desempenho do codificador HEVC ao comprimir sinais de S-EMG em protocolos de atividade dinâmica. Na primeira abordagem, avaliou-se o desempenho ao utilizar uma imagem gerada apenas pela simples ordenação do sinal unidimensional em bidimensional, de modo a produzir uma imagem quadrada. Na segunda abordagem, foi avaliado o desempenho ao fornecer como entrada uma imagem gerada a partir do recorte de bulhas do sinal unidimensional.

De acordo com os resultados apresentados, o pré-processamento proposto gerou resultados bastante superiores quando comparados aos resultados obtidos sem o pré-processamento. O algoritmo desenvolvido entrega bons resultados sem, sobretudo, exigir um grande esforço computacional.

Cabe ressaltar o excelente desempenho apresentado pelo codificador HEVC, nas duas abordagens tratadas, perante os demais algoritmos relatados na literatura. Isso demonstra que o modo Intra do HEVC compõe o estado da arte mesmo se comparado a codificadores de imagem projetados exclusivamente para esta finalidade.

A predição inter-quadros do codificador HEVC não foi explorada neste trabalho, uma vez que o sinal de S-EMG de um único canal foi arranjado de forma a compor imagens estáticas, isto é, matrizes bidimensionais. Para tirar proveito da abordagem inter-quadros seria necessário organizar os sinais em estruturas que excedam duas dimensões.

Novas pesquisas podem ser realizadas no sentido de desenvolver técnicas de pré-processamento ainda mais eficientes. Neste contexto, novas formas de ordenação do sinal podem ser implementadas, de maneira a otimizar a predição intra-quadro, ou ainda desenvolver um arranjo tridimensional do sinal de S-EMG, de modo a explorar a predição inter-quadros do codificador HEVC.

REFERÊNCIAS

- [1] J. A. Norris e D. Lovely, "Real-Time compression of myoelectric data utilizing adaptive differential pulse code modulation," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 33, no. 5, pp. 629–635, Sep. 1995.
- [2] A. P. Guerreiro e C. Mailhes, "On the choice of an electromyogram data compression method," in *Proc. of the 19th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 1558–1561, Chicago, IL, USA, Oct. 30–Nov. 2, 1997.
- [3] P. Wellig, C. Zhenlan, M. Semling e G. S. Moschytz, "Electromyogram data compression using single-tree and modified zero-tree wavelet encoding," in *Proc. 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 1303–0306, Hong Kong, China, Oct. 29–Nov. 1, 1998.
- [4] J. A. Norris, K. Englehart e D. Lovely, "Steady-state and dynamic myoelectric signal compression using embedded zero-tree wavelets," in *Proc. 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine Biology Society*, pp. 1879–1882, Istanbul, Turkey, 2001.
- [5] E. S. Carotti, J. C. De Martin, R. Merletti e D. Farina, "Compression of multidimensional biomedical signals with spatial and temporal codebook-excited linear prediction," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 56, no. 11, pp. 2604–10, Jul. 2009.
- [6] E. S. G. Carotti, J. C. De Martin, R. Merletti e D. Farina, "Compression of surface EMG signals with algebraic code excited linear prediction," in *Proc. IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing*, pp. 1148–1151, Toulouse, France, May, 2006.
- [7] P. A. Berger, F. A. O. Nascimento, J. C. Carmo e A. F. Rocha, "Compression of EMG signals with wavelet transform and artificial neural networks," *Physiological Measurement*, vol. 27, no. 6, pp. 457–465, Jun. 2006.
- [8] E. B. L. Filho, E. A. B. da Silva e M. B. de Carvalho, "On EMG signal compression with recurrent patterns," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 55, no. 7, pp. 1920–1923, Jun. 2008.
- [9] M. H. Trabuco, M. V. C. Costa e F. A. O. Nascimento, "S-EMG signal compression based on domain transformation and spectral shape dynamic bit allocation," *Biomedical Engineering Online*, vol. 13, no. 22, pp. 22–47, Feb. 2014.
- [10] M. V. C. Costa, P. A. Berger, A. F. Rocha, J. L. A. Carvalho e F. A. O. Nascimento, "Compression of electromyographic signals using image compression techniques," in *Proc. 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Vancouver, Canada, pp. 2948–2951, Aug. 2008.
- [11] M. V. C. Costa, J. L. A. Carvalho, P. A. Berger, A. Zaghetto, A. F. da Rocha e F. A. O. Nascimento, "Two-dimensional compression of surface electromyographic signals using column-correlation sorting and image encoders," in *Proc. 31th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Minneapolis, Minnesota, USA, pp. 428–431, 2009.
- [12] W. C. Melo, E. B. L. Filho e W. S. S. Junior, "Electromyographic signal compression based on preprocessing techniques," in *Proc. 34th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, San Diego, CA, USA, pp. 5404–5407, 2012.
- [13] N. E. Pascal, P. Ele, S. Z. Dieudonné e T. Emmanuel, "Evaluation of EMG signals compression by JPEG 2000 called 1D," *International Journal of Engineering Technology (IJET)*, vol. 5, no. 1, pp. 44–51, 2013.
- [14] N. E. Pascal, P. Ele e K. I. Basile, "Compression approach of EMG signal using 2D discrete wavelet and cosine transforms," *American Journal of Signal Processing*, vol. 3, no. 1, pp. 10–16, 2013.
- [15] W. C. Melo, E. B. L. Filho e W. S. S. Jr., "SEMG signal compression based on two-dimensional techniques," *BioMedical Engineering OnLine*, vol. 15, pp. 1–31, Apr. 2016.
- [16] N. E. Pascal, T. M. Lionel, P. Ele e K. I. Basile, "EMG signal compression using 2D fractal," *International Journal of Advanced Technology & Engineering Research (IJATER)*, vol. 3, no. 3, pp. 58–68, May, 2013.
- [17] C. Itiki, S. S. Furuie e R. Merletti, "Compression of high-density EMG signals for trapezius and gastrocnemius muscles," *BioMedical Engineering OnLine*, vol. 13, pp. 1–23, Mar. 2014.
- [18] L. F. Polania, R. E. Carrillo, M. Blanco-Velasco e K. E. Barner, "Exploiting prior knowledge in compressed sensing wireless ECG systems," *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol. 19, no. 2, pp. 508–519, Mar. 2015.
- [19] S. C. Tai, C. Sun e W. C. Yan, "A 2-D ECG compression method based on wavelet transform and modified SPIHT," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 52, no. 6, pp. 999–1008, Jun. 2005.
- [20] A. Bilgin, M. W. Marcellin e M. I. Altbach, "Compression of electrocardiogram signals using JPEG2000," *IEEE Transactions on Consumer Electronics*, vol. 49, no. 4, pp. 833–840, 2003.
- [21] Srinivasan, K., Justin Dauwels, and M. Ramasubba Reddy, "Multichannel EEG compression: Wavelet-based image and volumetric coding approach," *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol. 17, no. 1, pp. 113–120, 2013.
- [22] A. M. Abdulghani, A. J. Casson e E. Rodriguez-Villegas, "Compressive sensing scalp EEG signals: implementations and practical performance," *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 50, no. 11, pp. 1137–1145, 2012.
- [23] Srinivasan, K., Justin Dauwels, and M. Ramasubba Reddy, "A two-dimensional approach for lossless EEG compression," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 6, no. 4, pp. 387–394, 2011.