

Compressão de Sinais Eletromiográficos Baseada em Técnicas de Pré-processamento

Wheidima C. Melo, Eddie B. L. Filho e Waldir S. S. Júnior

Resumo—Recentemente, alguns artigos têm sugerido a compressão de registros eletromiográficos como imagens, através do seu rearranjo em uma matriz bidimensional e posterior codificação com compressores de imagens. Entretanto, como consequência dessa nova formatação, a correlação entre os segmentos de sinal é geralmente perdida, o que reduz a eficiência do processo de compressão. Neste trabalho, novas técnicas de pré-processamento para sinais eletromiográficos, formatados como matrizes bidimensionais, são introduzidas: a ordenação por diferença percentual e a ordenação por complexidade relativa, que apresentam o potencial de favorecer a exploração das dependências intersegmento. Os experimentos realizados com sinais isométricos reais, obtidos em laboratório, que foram primeiramente processados e então comprimidos com um codificador JPEG2000, mostram que o esquema proposto é eficaz, proporcionando resultados superiores ao estado da arte presente na literatura, em termos de PRD \times Taxa de compressão.

Palavras-Chave—Eletromiografia, Compressão de dados, Contração isométrica, JPEG2000, Pré-processamento.

Abstract—Recently, electromyographic records have been rearranged into two-dimensional arrays and encoded with image compressors, in the same way as image data. However, as a consequence of this reshaping, the correlation among signal segments is generally lost, which reduces the compression efficiency. In the present work, new preprocessing techniques for encoding electromyographic signals as two-dimensional matrices are presented, namely percentage difference sorting and relative complexity sorting, which have the potential to favor the exploitation of intersegment dependencies. The experiments were carried out with real isometric records acquired in laboratory, that were first preprocessed and then compressed with a JPEG2000 encoder, showing that the proposed framework is effective and outperforms even state-of-the-art schemes present in the literature, in terms of PRD \times Compression Ratio.

Keywords—Electromyography, Data Compression, Isometric Contractions, JPEG2000, Preprocessing.

I. INTRODUÇÃO

Atualmente, há um grande interesse da comunidade científica no que diz respeito ao processamento de sinais biológicos [1], o que é devido principalmente ao grande número de aplicações que os mesmos apresentam, abrangendo os setores de comércio, defesa e indústria. Por exemplo, há necessidade de se desenvolver dispositivos portáteis para o monitoramento de pacientes [2], criar bancos de dados para a classificação de doenças [3] e até mesmo auxiliar no diagnóstico executado pelo médico [4], de modo que o mesmo seja mais acurado.

Wheidima C. Melo[†], Eddie B. L. Filho^{†*} e Waldir S. S. Júnior[†].
[†]Universidade Federal do Amazonas - UFAM, Av. Gen. Rodrigo Octávio Jordão Ramos, 3000, Manaus - AM, Brasil. ^{*}Centro de Ciência, Tecnologia e Inovação do Pólo Industrial de Manaus, Rua Salvador, 391, Adrianópolis, Manaus-AM, 69057-040, Brasil. E-mails: wheidimawcm@gmail.com, eddie@ctpim.org.br, waldirsabino@gmail.com.

Os principais sinais biológicos pesquisados são o Eletrocardiograma (ECG) [5], que mede a variação dos estímulos elétricos aplicados aos átrios e ventrículos, o Eletromiograma (EMG) [6], que registra a atividade elétrica relacionada à contração dos músculos do corpo humano, e o Eletroencefalograma (EEG) [7], que representa a atividade elétrica do cérebro humano, ou seja, padrões oscilatórios conhecidos como ritmos.

Dentre os sinais mencionados no parágrafo anterior, o EMG e o EEG se destacam, pois além dos mesmos auxiliarem o médico no diagnóstico de patologias, também podem ser utilizados em interfaces de controle. Por exemplo, tais sinais podem acionar próteses biônicas [8], [9], [10], devolvendo movimento a vítimas de acidentes ou a pacientes com alguma disfunção muscular. Em especial, o sinal de EMG representa diretamente os impulsos elétricos enviados pelo sistema nervoso às fibras musculares, estando presente mesmo que o membro tenha sido perdido [8]. Além disso, este sinal pode ser facilmente captado com a ajuda de eletrodos de superfície (S-EMG), sem causar qualquer dano à pele do paciente.

Sendo assim, a necessidade de transmissão e/ou armazenamento de registros de EMG tende a aumentar, o que consequentemente resulta na busca por métodos de compressão eficientes para este tipo de sinal. Entretanto, tais métodos, além de proporcionar uma representação compacta, também devem ser capazes de preservar toda a informação clínica presente no sinal [11], de modo que as suas principais características possam ser extraídas, ou um diagnóstico médico, com base no mesmo, ainda seja possível.

Com relação aos sinais biológicos, é possível classificar os algoritmos de compressão existentes na literatura em três grupos [11], [12]: métodos diretos, paramétricos e baseados em transformadas. Nos métodos diretos [5], [13], empregam-se técnicas de predição para a estimação de amostras futuras, com base no que já foi codificado. Os paramétricos [14], por sua vez, criam um modelo e extraem os parâmetros necessários para excitar o mesmo, reconstruindo então o sinal original. Já nos baseados em transformada [3], [15], o sinal de entrada é transformado para outro domínio e então quantizado e codificado. Neste último, se as características da transformada escolhida forem corretamente exploradas, o desempenho do codificador tende a ser superior ao apresentado pelos demais grupos [11].

Alguns autores têm utilizado uma abordagem diferente para a compressão de sinais biológicos: tratar os mesmos como uma imagem [12], [16], deixando para o compressor a tarefa de explorar as redundâncias intra e intersegmento. Além disso, para se aumentar a correlação do arranjo e consequentemente o desempenho do codificador de imagens, técnicas de pré-processamento são geralmente empregadas [16].

Em [12], os autores mostram que o sinal de S-EMG apresenta correlação bidirecional e redundância bidimensional, provando que o mesmo pode ser comprimido através de técnicas de compressão de imagens. Os autores também propõem o emprego de uma técnica de pré-processamento, com o potencial de aumentar a correlação entre as colunas da imagem, chamada de ordenação por correlação.

Com base nisso, depreende-se que comprimir sinais biológicos, e em particular sinais de EMG, como um dado bidimensional, pode ser bastante vantajoso. Em resumo, os mesmos codificadores utilizados em imagens são empregados, cuja máquina de compressão é geralmente baseada em transformadas, sendo que o desempenho do esquema pode ser melhorado, através de técnicas de pré-processamento adequadas.

O presente trabalho propõe duas novas técnicas de pré-processamento, para a compressão de sinais de EMG como imagem, cujo objetivo é ajudar o compressor a explorar as dependências intersegmento de forma mais eficiente, através do aumento da correlação entre segmentos adjacentes: a ordenação por diferença percentual, que reorganiza os segmentos de sinal com base em sua semelhança, e a ordenação por complexidade relativa, que os ordena através de suas variâncias e covariâncias.

Alguns trabalhos [12], [16], [17] utilizaram o JPEG2000 [18] como o codificador para o arranjo bidimensional, com bons resultados. Tal codificador também é empregado neste trabalho, com um uso mais otimizado dos seus parâmetros.

O restante deste artigo está organizado conforme descrito a seguir. Na seção II, alguns aspectos básicos sobre eletromiografia são discutidos, assim como uma justificativa para o uso de compressores bidimensionais. Na seção III, apresentam-se as técnicas de pré-processamento existentes na literatura e as novas metodologias propostas são introduzidas na seção IV. A seção V aborda o esquema básico de compressão e a seção VI provê resultados experimentais, com sinais reais de EMG adquiridos em laboratório. Finalmente, as conclusões são apresentadas na seção VII.

II. O SINAL DE EMG

O eletromiograma é um sinal muito importante para a área de engenharia biomédica, pois o mesmo é gerado pela contração de músculos do corpo humano quando o paciente está consciente (movimentos similares resultam em formas similares), podendo ser diretamente utilizado como sinalizador de intenção de movimento [9] ou como ferramenta de diagnóstico para músculos com funcionamento irregular [19].

Os maiores responsáveis pelo sinal de EMG são as fibras musculares, que são inervadas pelos neurônios motores, para que seja produzido um potencial de ação. Um único neurônio motor pode inervar várias fibras musculares, constituindo uma unidade motora (*Motor Unit* - MU). Quando o sistema nervoso estimula um neurônio motor, todas as fibras musculares sob o seu controle produzem um sinal conhecido como potencial de ação da unidade motora (*Motor Unit Action Potential* - MUAP). O sinal de EMG é então definido como a soma dos MUAPs de todas as unidades motoras próximas aos eletrodos de medição [20].

Após ser captado pelo eletrodo, o sinal de EMG é amplificado e filtrado, para que ruídos ou interferências capazes de afetar os dados de saída sejam eliminados. A amplitude do sinal varia de 0 a 10 mV (pico a pico), com frequências entre 0 a 500 Hz, porém, a maior parte da energia do sinal de EMG está concentrada entre 50 e 150 Hz [21].

Há dois tipos básicos de EMG: o intramuscular (I-EMG) e o de superfície (S-EMG), sendo este último uma alternativa muito interessante, pois consiste em uma abordagem não invasiva, sendo executado sem causar qualquer dano ao corpo do paciente. Entretanto, o S-EMG não apresenta uma qualidade tão boa quanto o I-EMG, sendo similar a um sinal de ruído. Em resumo, sabe-se que o sinal de S-EMG capturado durante contrações de esforço e ângulo constantes, com uma compressão voluntária máxima (*Maximum Voluntary Compression* - MVC) maior que 30%, pode ser modelado como um processo ergódico com distribuição Gaussiana [22]. Tal resultado é muito importante, pois permite afirmar que amostras adjacentes já apresentam correlação, que pode ser explorada por um dado compressor unidimensional.

Durante a compressão bidimensional de um sinal de S-EMG, o vetor de amostras é decomposto em segmentos de comprimento N (colunas de imagem), que são organizados em uma matriz de dimensões $N \times M$. Este processamento geralmente resulta em um sinal com baixa correlação intersegmento [12], [16], o que pode dificultar a compressão do sinal através de codificadores de imagens. Entretanto, como os segmentos de S-EMG podem ser tratados como unidades independentes e estas ainda apresentam alguma correlação, que pode ser maior entre segmentos não adjacentes, é possível aumentar a eficiência de compressão, acrescentando-se mais um estágio de processamento, imediatamente anterior à compressão bidimensional [12], [16], [17]. Tal técnica pode, por exemplo, modificar os segmentos [17] ou simplesmente rearranjá-los [12], [16], de forma que as dependências intersegmento sejam melhor exploradas.

Sendo assim, é válido mencionar que a compressão de sinais de S-EMG como imagens pode proporcionar bons resultados, desde que um estágio de pré-processamento seja adicionado, com o intuito de aumentar a correlação do arranjo bidimensional e conseqüentemente a eficiência de compressão. Além disso, melhorias na metodologia de codificação concentrar-se-iam apenas nas técnicas de pré-processamento, pois é possível utilizar compressores de imagens comerciais de alto desempenho, como o JPEG2000.

III. TÉCNICAS DE PRÉ-PROCESSAMENTO EXISTENTES NA LITERATURA

Como mencionado na seção anterior, as técnicas de pré-processamento são uma ferramenta muito útil na compressão de sinais biológicos, pois permitem a utilização de codificadores que não foram especificamente desenvolvidos para essa finalidade. Tais técnicas são geralmente baseadas nas características do sinal e do compressor, podendo ser classificadas em dois grupos: técnicas com distorção e sem distorção.

Nas técnicas com distorção, o formato do sinal é alterado, algumas vezes de maneira não inversível, para que

as dependências intersegmento sejam melhor exploradas. Por exemplo, em [23] os períodos de ECG são identificados e separados, com cada linha da imagem representando um batimento cardíaco. Entretanto, como as condições do paciente mudam com o decorrer do exame, até mesmo períodos adjacentes tendem a apresentar comprimentos diferentes. Para se aumentar a correlação do arranjo, os comprimentos dos períodos de ECG são normalizados para um mesmo valor, utilizando-se *splines* cúbicas [24]. Já em [16], o sinal de ECG passa por um estágio de equalização DC, no qual todos os períodos são grampeados no menor nível DC possível.

Por outro lado, nas técnicas sem distorção, não há uma modificação direta do sinal, mas apenas uma reorganização dos seus segmentos constituintes. Em [16], os autores propõem uma técnica de reordenação para os períodos de ECG, de modo que, no arranjo bidimensional, segmentos de sinal similares fiquem adjacentes. O período com a menor variância é colocado na primeira linha, sendo que as demais são ocupadas pelos períodos restantes, em ordem decrescente de similaridade com o primeiro, de acordo com o erro médio quadrático. Uma outra métrica de similaridade é proposta em [12], na qual os segmentos de EMG são reordenados com base em seus coeficientes de correlação, cujo cálculo é efetuado através de

$$R(x, y) = \frac{C(x, y)}{\sqrt{C(x, x) \cdot C(y, y)}}, \quad (1)$$

onde $C(x, y)$ é a covariância associada aos segmentos x e y . Os segmentos mais correlacionados são inseridos nas duas primeiras colunas da nova matriz, preenchendo-se cada uma das demais de acordo com o maior valor de coeficiente de correlação, em relação à coluna anterior.

IV. AS ORDENAÇÕES POR DIFERENÇA PERCENTUAL E POR COMPLEXIDADE RELATIVA

Em [12], os autores propuseram uma técnica de ordenação baseada em coeficientes de correlação. Entretanto, tal métrica informa se duas variáveis possuem uma relação linear ou não, podendo esta ser direta ou inversa. Com isso, é possível haver dois segmentos com uma alta correlação, mas que possuem amplitudes bastante distintas, o que pode comprometer a exploração das redundâncias intersegmento, deixando o sinal mais difícil de comprimir.

O presente trabalho aborda este problema, apresentando uma métrica mais eficiente para a ordenação dos segmentos de sinal, chamada de ordenação por complexidade relativa. Esta técnica reorganiza os segmentos de acordo com a similaridade entre os mesmos, levando em consideração também as suas complexidades associadas, que são medidas através da variância. A técnica proposta considera a matriz de covariância, que tem uma definição semelhante à apresentada para os coeficientes de correlação, mas também inclui a média e a variância do segmento a ser posicionado, de tal modo que o rearranjo é dado conjuntamente pela relação linear entre os segmentos e a proximidade de suas amplitudes. Esta métrica é calculada através de

$$CR(a, b) = C(a, b) + mean(b) + var(b), \quad (2)$$

onde $CR(a, b)$ é a métrica de ordenação por complexidade relativa para os segmentos a e b , $C(a, b)$ é a covariância, $mean(b)$ é o valor médio do segmento a ser posicionado e $var(b)$ é a variância deste mesmo segmento.

Os dois segmentos que possuírem a maior relação de complexidade relativa serão colocados nas duas primeiras colunas de imagem. As colunas seguintes são então rearranjadas, de acordo com o maior valor de complexidade relativa, tendo como referência a última coluna posicionada.

Uma segunda métrica também é proposta, que consiste em calcular a diferença percentual, cujo objetivo é ordenar os segmentos de sinal com base em sua semelhança, calculada com

$$DP(x, m) = \frac{\sum_{n=0}^{N-1} (x[n] - m[n])^2}{\sum_{n=0}^{N-1} x^2[n]}, \quad (3)$$

onde $DP(x, m)$ é a métrica de ordenação por diferença percentual para os segmentos x e m , $x[n]$ é o n -ésimo elemento da última coluna posicionada, $m[n]$ é o n -ésimo elemento do segmento em análise e N é o número de amostras em cada coluna. Antes de se calcular a diferença percentual, o segmento com a menor variância é inserido na primeira coluna. Os segmentos restantes são então rearranjados, de acordo com o menor valor de diferença percentual.

V. O ESQUEMA DE COMPRESSÃO PROPOSTO

O esquema de compressão proposto neste trabalho é composto por três estágios: formatação de sinal, pré-processamento e codificação. Primeiramente, o eletromiograma de entrada é segmentado, de modo que o número de amostras em cada bloco seja igual ao número de blocos, que são então inseridos nas colunas de uma matriz quadrada. Caso o último segmento fique incompleto, as posições vagas são preenchidas com a repetição do último elemento. Após isso, a matriz é rearranjada, de acordo com um dos algoritmos de ordenação, gerando uma lista de índices de coluna, que são então codificados com um compressor aritmético e incorporados ao cabeçalho do arquivo. Finalmente, o sinal bidimensional resultante é processado por um codificador JPEG2000, o que gera o feixe de bits comprimido. No decodificador, todos esses passos são simplesmente executados em ordem inversa, recuperando-se o sinal unidimensional reconstruído. O CODEC (enCOder/DECoder) proposto está ilustrado na Figura 1.

O sinal de EMG é comprimido pelo codificador JPEG2000 como um dado sem formatação (*raw data*), o que significa que pelo menos dois parâmetros devem ser providos: as dimensões da imagem e a resolução de bits. Entretanto, dependendo da resolução informada, o passo de quantização também deve ser modificado, de modo a melhorar a qualidade do sinal reconstruído.

VI. RESULTADOS DE SIMULAÇÕES

A metodologia proposta foi avaliada através de testes com sinais de EMG coletados no músculo *biceps brachii* de 13

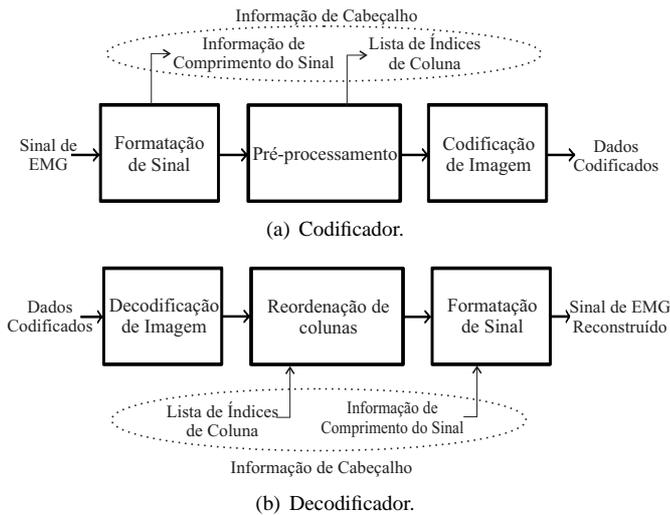


Fig. 1. Diagrama em blocos do CODEC proposto.

voluntários, durante contrações isométricas. Os voluntários ficaram sentados, com o antebraço paralelo ao torso e sustentando um MVC de 60%. Os sinais resultantes foram amostrados a uma taxa de 2000 Hz e quantizados a 12 bits, com uma duração variando de 1,3 a 3,0 minutos. Cada sinal de entrada foi então rearranjado em uma matriz bidimensional e processado por um codificador JPEG2000 (a versão fornecida pela Kakadu *software*, disponível em <http://www.kakadusoftware.com>). Todos os valores-padrões dos parâmetros do JPEG2000 foram utilizados, com exceção do passo de quantização, que foi fixado em 0,000025, e da resolução de bits, que foi ajustada para 16. A qualidade dos sinais reconstruídos foi avaliada através da métrica de diferença quadrática média percentual (percent root mean square difference - PRD), comumente adotada na literatura, que é definida como

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

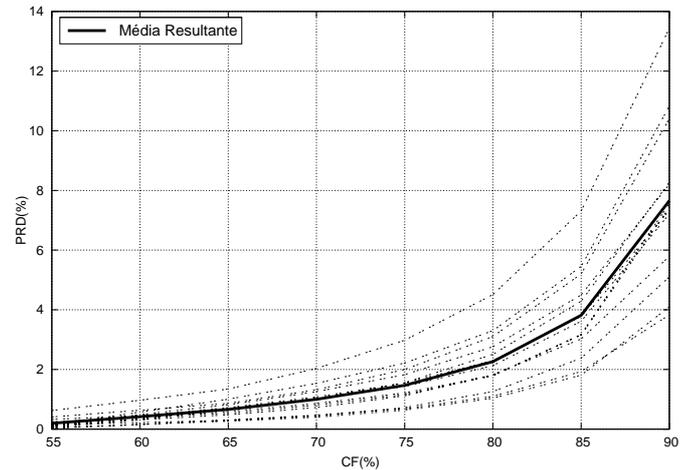
onde $x[i]$ é o sinal original, $\hat{x}[i]$ é o sinal reconstruído e N é o número de amostras. O fator de compressão (compression factor - CF) é definido como

$$CF = \frac{B_o - B_c}{B_o} \times 100, \quad (5)$$

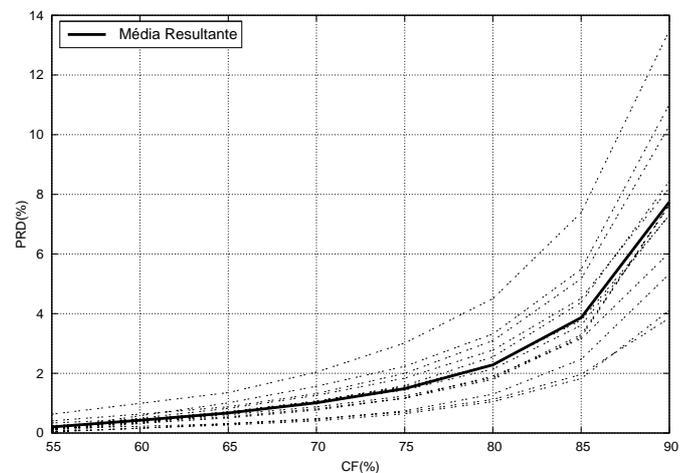
onde B_o é o número total de bits do sinal original e B_c é o número total de bits do sinal comprimido, incluindo a informação de cabeçalho. Para cada sinal de EMG utilizado, $B_o = 12 \times n$, o que corresponde à resolução de 12 bits dos registros e às n amostras de cada sinal.

Os resultados para todos os 13 sinais de EMG isométricos, gerados pelo esquema de compressão proposto, juntamente com as técnicas de pré-processamento, ou seja, as ordenações por diferença percentual e por complexidade relativa, estão disponibilizados nas Figuras 2(a) e 2(b), respectivamente. As

curvas mostram que os desempenhos apresentados pelas duas novas técnicas de pré-processamento são similares, porém, a ordenação por diferença percentual tende a apresentar resultados levemente superiores. É também possível perceber que, para valores de CF menores que 83%, o esquema proposto mantém um PRD razoável, o que em geral é o suficiente para não comprometer o diagnóstico realizado pelo médico [3], [27].



(a) Desempenho para a ordenação por diferença percentual.



(b) Desempenho para a ordenação por complexidade relativa.

Fig. 2. Resultados das simulações: diferença quadrática média percentual (PRD) versus fator de compressão (CF).

Os valores médios obtidos para os algoritmos de pré-processamento propostos, com todos os 13 sinais isométricos, estão mostrados na Tabela I, juntamente com os resultados para alguns métodos, dos quais alguns representam o estado da arte presente na literatura. Como pode ser visto, o esquema proposto, tanto com a ordenação por diferença percentual (*o.d.p.* + JPEG2000) quanto com a por complexidade relativa (*o.c.r.* + JPEG2000), superaram todos os outros métodos, para a maioria dos fatores de compressão adotados, com exceção do método em [3] a um CF de 90%. Tal esquema utiliza uma abordagem do domínio espacial, que tenta aproximar blocos de sinal por elementos obtidos de um dicionário adaptativo. O método em [25], por sua vez, é baseado em *wavelets* e

em um esquema de alocação dinâmica de bits, que utiliza uma camada de Kohonen (rede neural), e o esquema em [26] emprega uma modificação do algoritmo EZW. Por outro lado, a técnica apresentada em [12] é também baseada em codificadores JPEG2000, mas utiliza estágios de pré-processamento diferentes.

TABELA I

VALORES DE PRD(%) MÉDIOS PARA SINAIS ISOMÉTRICOS CODIFICADOS COM DIFERENTES ESQUEMAS DE COMPRESSÃO.

Fator de compressão(%)	75	80	85	90
Norris <i>et al.</i> [26]	3,8	5	7,8	13
Berger <i>et al.</i> [25]	2,5	3,3	6,5	13
Chaffin <i>et al.</i> [12]	3,6	4,7	6,8	15,3
Filho <i>et al.</i> [3]	1,61	2,51	4,13	7,36
<i>o.d.p.</i> + JPEG2000	1,46	2,26	3,81	7,65
<i>o.c.r.</i> + JPEG2000	1,48	2,28	3,86	7,74

Os sinais de teste utilizados no presente trabalho foram os mesmos utilizados em [3], que foram gentilmente cedidos pelos autores de [25], e utilizam um protocolo de aquisição bastante similar ao adotado em [12].

VII. CONCLUSÃO

Novas técnicas de pré-processamento foram apresentadas, que podem ser diretamente aplicadas à compressão de sinais de EMG reorganizados como imagens, com a capacidade de melhorar a exploração das dependências intersegmento.

Essas técnicas podem ser incorporadas por qualquer compressor, ou combinadas a esquemas existentes, levando a uma melhoria na qualidade do sinal reconstruído. Nos experimentos realizados para validar a metodologia proposta, as técnicas introduzidas na seção IV foram empregadas em um esquema de compressão baseado em codificadores JPEG2000, superando o estado da arte presente na literatura.

AGRADECIMENTOS

Os autores gostariam de agradecer ao Professor Dr. Pedro de A. Berger, por disponibilizar os sinais de teste utilizados neste trabalho.

REFERÊNCIAS

- [1] W. A. Sandham and D. J. Hamilton, "Pedagogical Issues for Effective Teaching of Biosignal Processing and Analysis", in proceedings of the 32nd International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 2947-2950, Buenos Aires, Argentina, September 2010.
- [2] H. Jin and B. Miao, "Design of Holter ECG System Based on MSP430 and USB Technology", in proceedings of the 1st International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering, pp. 976-979, Wuhan, China, July 2007.
- [3] E. B. L. Filho, E. A. B. Silva and M. B. Carvalho, "On EMG Signal Compression with Recurrent Patterns", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 55, No. 7, pp. 1920-1923, July 2008.
- [4] M. Fani, G. Azemi and B. Boashash, "EEG-based automatic epilepsy diagnosis using the instantaneous frequency with sub-band energies", in proceedings of the 7th International Workshop on Systems, Signal Processing and their Applications, pp. 187-190, Tipaza, Algeria, May 2011.
- [5] L. Sörnmo and P. Laguna, *Electrocardiogram (ECG) Signal Processing*, Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering, Vol. 2, pp. 1298-1313, Wiley, 2006.
- [6] R. Merletti and P. A. Parker, *Electromyography: Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications*, Wiley-IEEE Press, 2004.
- [7] S. Sanei and J. A. Chambers, *EEG Signal Processing*, Wiley-Interscience, 2007.
- [8] M. Gauthaam and S. S. Kumar, "EMG Controlled Bionic Arm", in proceedings of the National Conference on Innovations in Emerging Technology, pp. 111-114, Erode, India, February 2011.
- [9] T. Hoshino, M. Tomono, R. Furusawa, T. Suzuki, M. Shimojo and K. Mabuchi, "Development of a Motion Support System by Using an Electromyogram," in proceedings of the IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, Vol. 5, pp. 4432-4437, The Hague, The Netherlands, October 2004.
- [10] Z. Zhen and F. Hong-liang, "Prosthetic Controlled System Based on Signal Pattern Recognition of Electroencephalogram", in proceedings of the International Seminar on Future BioMedical Information Engineering, pp. 287-290, Wuhan, China, December 2008.
- [11] E. B. L. Filho, E. A. B. Silva, M. B. Carvalho, W. S. S. Júnior and J. Koiller, "Electrocardiographic Signal Compression using Multiscale Recurrent Patterns", *IEEE Transactions on Circuits and Systems-I: Regular Papers*, Vol. 52, No. 12, pp. 2739-2753, December 2005.
- [12] M. V. C. Costa, J. L. A. Carvalho, P. A. Berger, A. F. Rocha and F. A. O. Nascimento, "Compression of Surface Electromyographic Signals Using Two-Dimensional Techniques", *Recent Advances in Biomedical Engineering*, Vienna: In-Tech, pp. 17-38, October 2009.
- [13] S. Jalaleddine, C. Hutchens, R. Strattan and W. Coberly, "ECG data compression techniques-A unified approach", *IEEE transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 37, No. 4, pp. 329-343, April 1990.
- [14] E. Carotti, J. C. Martin, R. Merletti and D. Farina, "Compression of surface EMG signals with algebraic code excited linear prediction", *Medical Engineering & Physics*, Vol. 29, No. 2, pp. 253-258, March 2007.
- [15] C. Bazán-Prieto, M. Blanco-Velasco, J. Cárdenas-Barrera and F. Cruz-Roldán, "Retained energy-based coding for EEG signals", *Medical Engineering & Physics*, November 2011.
- [16] E. B. L. Filho, N. M. M. Rodrigues, E. A. B. Silva, S. M. M. Faria, V. M. M. Silva and M. B. Carvalho, "ECG Signal Compression Based on Dc Equalization and Complexity Sorting", *IEEE transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 55, No. 7, pp. 1923-1926, July 2008.
- [17] A. Bilgin, M. W. Marcellin and M. I. Altbach, "Compression of Electrocardiogram Signals using JPEG2000", *IEEE Transactions on Consumer Electronics*, Vol. 49, No. 4, pp. 833-840, November 2003.
- [18] D. S. Taubman and M. W. Marcellin, *JPEG2000: Image Compression Fundamentals, Standards and Practice*, Boston: Kluwer Academic Publishers, 2002.
- [19] R. R. L. Cisi and E. F. C. Júnior, "Human Gait Analyzed by an Artificial Neural Network Model, Proc. of the IV Brazilian Conference on Neural Networks-IV", in proceedings of the IV Brazilian Conference on Neural Networks, pp. 148-151, São José dos Campos, Brazil, July 1999.
- [20] M. Nikolic, "Detailed Analysis of Clinical Electromyography Signals EMG Decomposition: Findings and Firing Pattern Analysis in Controls and Patients with Myopathy and Amyotrophic Lateral Sclerosis," *PhD Thesis*, Faculty of Health Science, University of Copenhagen, 2001.
- [21] C. J. De Luca, "Surface Electromyography: Detection and Recording", Delsys Incorporated, 2002, retrieved February 23, 2012, from http://www.delsys.com/Attachments.pdf/WP_SEMGintro.pdf.
- [22] K. Nazarpour, A. R. Sharafat, and S. M. Firoozabadi, "Negentropy Analysis of Surface Electromyogram Signal," in proceedings of the 13th IEEE Workshop on Statistical Signal Processing, pp. 974-977, Bordeaux, France, July 2005.
- [23] E. B. L. Filho, E. A. B. Silva, Waldir S. S. Júnior and M. B. Carvalho, "ECG Compression using Multiscale Recurrent Patterns with Period Normalization," in proceedings of the IEEE International Symposium on Circuits and Systems, Kos, Greece, May 2006.
- [24] T. M. Lehman, C. Gonner and K. Spitzer, "Survey: Interpolation Methods in Medical Image Processing", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 18, No. 11, pp. 1049-1075, November 1999.
- [25] P. A. Berger, F. A. O. Nascimento, J. C. Carmo, and A. F. Rocha, "Compression of EMG signals with wavelet transform and artificial neural networks," *Institute of Physics Publishing: Physiological Measurement*, Vol. 27, No. 6, pp. 457-465, June 2006.
- [26] J. A. Norris, K. Englehart, and D. Lovely, "Steady-state and dynamic myoelectric signal compression using embedded zero-tree wavelets," *Proceedings of the 23rd Annual EMBS International Conference*, pp. 1879-1882, October 2001.
- [27] S.L. Pullman, D.S. Goodin, et al. Clinical utility of surface EMG: Report of the Therapeutics and Technology Assessment Subcommittee of the American Academy of Neurology. *Neurology* 2000;55:171-177.