

Avaliação de fadiga muscular localizada em sinais eletromiográficos utilizando taxa de amostragem variável no tempo

Jean Kevyn Correia Pessoa, Pedro Henrique Melgaço de Oliveira Martins e Thiago Raposo Milhomem de Carvalho

Resumo — Este trabalho objetiva avaliar os padrões espectrais de sinais eletromiográficos obtidos durante indução de fadiga muscular aplicando-se sensoriamento compressivo com taxa de amostragem variável no tempo, propondo-se uma técnica de subamostragem sem uso de transformadas, próprias para sinais de contrações dinâmicas cíclicas. Assim, avaliaram-se os efeitos dessa técnica sobre os valores de frequência média dos ciclos de contração (parâmetro indicador da fadiga). A adequação da proposta foi avaliada pelo coeficiente de correlação (ρ) entre os valores de frequência média obtidos com e sem a técnica, obtendo-se $\rho \cong 0,9$ para uma taxa média de 250 Hz (75% inferior à de Nyquist).

Palavras-Chave — *Eletromiografia de superfície, Sensoriamento compressivo, Fadiga muscular localizada.*

Abstract — This study evaluates the spectral patterns of electromyography signals obtained during fatigue induction with compressive sensing on a time variant sampling rate. It proposes a subsampling technique without the use of transforms, designed for cyclical dynamic contraction signals. The effects of the proposed technique were evaluated on the mean frequency values of the dynamic contraction cycles (fatigue indication parameter). The proposed methodology was evaluated through the correlation coefficient (ρ) between the mean frequency values obtained with and without the technique, obtaining $\rho \cong 0.9$ for an average rate of 250 Hz (75% inferior to the Nyquist rate).

Keywords — *Surface electromyography, compressive sensing, Localized muscle fatigue.*

I. INTRODUÇÃO

A avaliação das funções musculares e a aferição objetiva dos fenômenos envolvidos na contração muscular constituem etapas essenciais ao entendimento do movimento humano e dos processos fisiológicos que ele envolve. Neste sentido, a eletromiografia é uma técnica importante para a monitoração das atividades musculares, realizada por meio da medição dos sinais elétricos emanados pelo músculo [1].

Como modalidade não invasiva de aferição da atividade mioelétrica tem-se a eletromiografia de superfície (EMG-S), técnica já difundida em aplicações clínicas e científicas [1, 2]. O uso da EMG-S é especialmente interessante quando o sinal eletromiográfico é obtido durante contrações musculares em protocolos experimentais que envolvem a indução da fadiga muscular localizada, como, por exemplo, na atividade de ciclismo [1, 2, 3]. Nessas situações em que ocorre a fadiga

muscular, avaliam-se, tradicionalmente, o comportamento dos parâmetros de amplitude e espectrais do sinal de EMG-S ao longo do tempo. Um dos parâmetros espectrais clássicos – utilizado também neste artigo – para avaliação da fadiga muscular é a frequência média (MNF), que, como parâmetro indicador da fadiga muscular, deve apresentar comportamento decrescente ao longo do tempo, realizando-se sua estimativa em janelas de comprimento adequadamente escolhido – e.g. via Transformada de Fourier de Tempo Curto (STFT) –, a depender da modalidade de contração [2, 3].

Em comparação a outros tipos de sinais – como voz, imagem, vídeo etc. –, na literatura científica disponível encontram-se relativamente poucos trabalhos dedicados especificamente a propostas de técnicas de compressão de sinais eletromiográficos. Em [9], [10] e [11], os autores descrevem técnicas para compressão de sinais de EMG-S – quando obtidos em contrações cíclicas dinâmicas – em duas dimensões, explorando correlação bidimensional. Entretanto, para a exploração da correlação bidimensional no processo de compressão, conforme se descreve nesses trabalhos, há a necessidade de se ter o sinal eletromiográfico completo previamente adquirido. Em [12], os autores propõem um algoritmo de compressão utilizando decomposição em wavelets e alocação dinâmica de bits em sub-bandas. Em comum, todos esses trabalhos citados fazem uso de transformadas ortogonais – e da representação esparsa obtida no domínio transformado – no processo de compressão. No presente trabalho, faz-se uma abordagem diferente, formulando-se uma técnica implementada inteiramente no domínio do tempo. Além disso, a técnica proposta é formulada de forma que possa ser posteriormente implementada em tempo real – durante a aquisição do sinal de EMG-S.

Assim, neste trabalho são abordados sinais de EMG-S obtidos de ciclistas durante contrações dinâmicas cíclicas com indução da fadiga muscular localizada, propondo-se uma técnica de sensoriamento compressivo com taxa de amostragem variável no tempo sem o uso de transformadas, objetivando-se obter uma nova taxa média de amostragem inferior à de Nyquist – próxima a 1 kHz, para eletromiografia [4] –, de forma que a avaliação da fadiga muscular localizada via MNF não seja significativamente afetada. Assim, a técnica proposta descreve uma modalidade de sensoriamento compressivo para armazenamento do sinal de EMG-S que

preserve as características espectrais do sinal de que depende a aferição objetiva da fadiga.

Desta maneira, a técnica proposta representa uma abordagem – no domínio do tempo e compatível com sua aplicação em tempo real – para a otimização dos recursos computacionais dedicados aos sinais eletromiográficos que, não raramente, apresentam longa duração [3].

A metodologia utilizada compreende o protocolo experimental para aquisição dos sinais com ciclistas voluntários, a instrumentação dedicada utilizada, as técnicas de subamostragem – via taxa variável no tempo – proposta no trabalho e de avaliação da fadiga (respectivamente, nas seções II-A, II-B, II-C e II-D).

II. MATERIAIS E MÉTODOS

A. Protocolo Experimental

O procedimento experimental com os ciclistas voluntários foi realizado num protocolo de duas etapas. Na primeira etapa, após assinar termo de esclarecimento e consentimento do protocolo experimental, o voluntário realizava aquecimento no cicloergômetro sem resistência por 3 minutos. Imediatamente após o aquecimento, ele realizava um teste com velocidade fixa de 35 km/h. A potência de resistência à pedalada do cicloergômetro iniciava a 150 W – potência razoavelmente leve para ciclistas amadores – e era incrementada em 50 W a cada minuto, até a ocorrência da exaustão. Após 48 h, na segunda etapa, o ciclista pedalava a 70% da potência máxima atingida na primeira etapa com velocidade constante de 35 km/h, também até a exaustão. Este protocolo experimental foi previamente proposto e utilizado por [2] e [6], sendo justificado pelos autores. Neste trabalho foram utilizados sinais coletados de 3 indivíduos do sexo masculino ($26,3 \pm 4,0$ anos, $77,0 \pm 6,5$ kg e $176,5 \pm 6,3$ cm de altura). O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília (parecer nº 069/10).

B. Instrumentação para aquisição dos sinais

Foi utilizado um cicloergômetro vertical da marca ErgoFit, onde foram acoplados pedais propostos em [5], com adaptações. Para o encaixe e fixação da sapatilha utilizou-se uma base de pedal disponível no mercado e, para a identificação dos ciclos de pedalada do ciclista, um trigger (sensor magnético) foi fixado no cicloergômetro de forma a ser ativado quando cada pedalada se completasse. Como a velocidade do teste foi aproximadamente constante e a ação conjunta das pernas funciona como um volante, considera-se o ângulo do pedivela num instante qualquer como sendo proporcional à quantidade de amostras capturadas neste intervalo de tempo [6].

O sinal de EMG-S foi captado do músculo vasto lateral utilizando um eletromiógrafo da marca Delsys, modelo Bagnoli-2. Esse equipamento possui eletrodos com pré-amplificação e filtro passa-faixa (20 Hz – 400 Hz) com ganho total de 60 dB. Observaram-se as recomendações de assepsia e posicionamento de eletrodos do SENIAM [4]. Os sinais de trigger e de EMG-S foram digitalizados à taxa de 2,4 kHz com um conversor A/D de 12 bits da marca National Instruments, modelo PCI 6024E (Austin-TX, USA). O processamento dos sinais foi realizado em ambiente MATLAB (versão 7.1), utilizando-se sua *toolbox* de processamento de sinais. Antes do processamento dos sinais de EMG-S, estes foram filtrados com um filtro passa-faixa de Butterworth de 4ª ordem, entre 20 Hz e 500 Hz para a redução dos artefatos de movimentação de eletrodo e demais ruídos. A figura 1 mostra um trecho do sinal

eletromiográfico correspondente a 5 ciclos de pedalada, a correspondente ativação do trigger (A) e espectro desse trecho de sinal de EMG-S considerado (B). O espectro foi calculado via transformada rápida de Fourier sobre trechos de 1024 amostras – com duração correspondente de 427 ms, o suficiente para considerar um ciclo completo de contração.

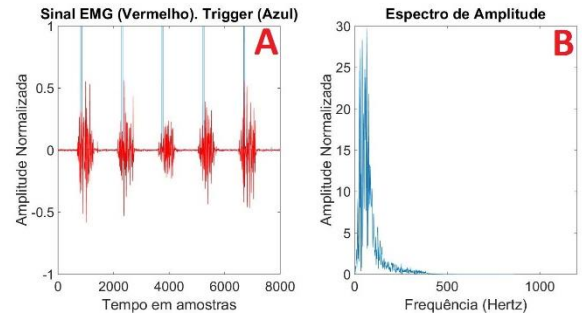


Fig. 1. (A) ciclos do sinal de EMG-S (vermelho) e sinal de *trigger* utilizado como referência (azul); (B) correspondente espectro de amplitude do sinal de EMG-S.

C. Subamostragem do sinal de EMG-S

O sensoriamento compressivo via taxa de amostragem variável no tempo foi realizado calculando-se a energia local do sinal de EMG-S. Desta maneira, o método proposto toma a taxa de amostragem instantânea – a ser utilizada na subamostragem – com valor proporcional à amplitude local. A estimativa da amplitude local $A[k]$ em torno da k -ésima amostra do sinal eletromiográfico foi definida como

$$A[k] = \sqrt{\frac{1}{N_g} \sum_{n=k-N_g+1}^k |x[n]g[k-n]u[k-n]|^2} \quad (1)$$

em que $u[n]$ é a sequência degrau unitário e $g[n]$ representa uma gaussiana em torno da origem com N_g coeficientes, dada por

$$g[n] = e^{-\frac{1}{2}(\frac{n}{\sigma_0})^2} u[-n + N_g] \quad (2)$$

onde $\sigma_0 = \frac{N_g-1}{2\alpha}$, sendo tomado o valor padrão $\alpha = 2,5$. Assim, a subamostragem instantânea após a k -ésima amostra do sinal de EMG-S original é proporcional a $A[k]$. Desta forma, a próxima amostra do sinal de EMG-S a ser tomada, após $x[k]$, é $x[k + f(A[k])]$, em que $f(A[k])$ é uma função de amplitude local $A[k]$, dada por:

$$f(A[k]) = \frac{A_{m\acute{a}x}}{A[k]} \quad (3)$$

onde $A_{m\acute{a}x}$ é uma estimativa para a amplitude local máxima que o sinal de EMG-S assume, tomada como a raiz da média quadrática (RMS) em torno do pico de amplitude do primeiro ciclo do sinal. Caso $f(A[k])$ não resulte num inteiro, toma-se o inteiro mais próximo. Assim, o método impõe um atraso correspondente a um ciclo de pedalada (aproximadamente 0,5 s). A duração desse trecho para a estimativa de $A_{m\acute{a}x}$ – em torno do pico de amplitude – foi tomado com a mesma duração da gaussiana $g[n]$, isto é, N_g amostras. O valor RMS de um trecho qualquer $s[n]$ de N amostras é dado por

$$s_{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N |s[n]|^2} \quad (4)$$

Assim, obtém-se uma taxa variável após a subamostragem, de forma que esta taxa seja maior em torno das regiões de maior amplitude do eletromiograma e menor nos trechos de menor amplitude e em que, portanto, não há ativação muscular significativa, contendo pouca informação. Desta maneira, obtém-se relação sinal-distorção (SDR) local maior onde há informação significativa no sinal, de forma que a SDR global não seja significativamente afetada após o processo de subamostragem com taxa variável. O cálculo da SDR (dB) para uma sequência qualquer $s[n]$ corrompida com ruído aditivo $r[n]$ e comprimento de N amostras se dá pela expressão

$$SDR_{dB} = 10 \log_{10} \left(\frac{\frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} |s[n]|^2}{\frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} |r[n]|^2} \right) \quad (5)$$

Após a subamostragem, o sinal é reconstruído utilizando interpolação de primeira ordem – por eficiência e simplicidade – seguida da aplicação de um filtro passa-baixa para suavização do sinal. Esse filtro passa-baixa consiste de uma janela gaussiana de duração igual à utilizada no método para a estimativa da amplitude local $A[k]$.

Assim, ao aplicar o método descrito ao sinal de EMG-S original $x[n]$, de comprimento igual a N_x amostras obtém-se o sinal $\bar{x}[n]$, reconstruído a partir das N_x amostras tomadas nos trechos de significativa energia. Como a taxa de amostragem inicial utilizada para a simulação do método foi $f_s = 2,4$ kHz, tem-se uma nova taxa média \bar{f}_s dada pela relação

$$\bar{f}_s = \frac{N_x}{N_x} f_s \quad (6)$$

A SDR obtida com a aplicação do método é calculada via equação 5, tomando $s[n] = x[n]$ e $r[n] = x[n] - \bar{x}[n]$.

D. Avaliação da fadiga

Para a avaliação da fadiga foi tomado como indicador o valor de frequência média (MNF) calculado sobre cada ciclo do sinal de EMG-S, conforme proposto em [2], explorando a característica aproximadamente ciclo-estacionária do sinal de EMG-S dinâmico durante contrações cíclicas realizadas a uma cadência constante [2, 7, 8]. Para uma sequência qualquer $s[n]$ de $2M$ amostras, o índice da transformada discreta de Fourier (DFT) correspondente à MNF é dado pela relação

$$k_{MNF} = \sum_{k=0}^{M-1} k |S[k]|^2 / \sum_{k=0}^{M-1} |S[k]|^2 \quad (7)$$

em que $S[k]$ é o k -ésimo coeficiente da DFT de $s[n]$ e k_{MNF} é o índice correspondente à MNF. A partir da taxa de

amostragem f_s , obtém-se a frequência média $f_{média}$ em Hertz. Em contrações musculares em que há indução de fadiga e realizadas até a exaustão, espera-se obter uma sequência decrescente de valores para $f_{média}$, quando calculados sobre os ciclos do sinal de EMG-S [2]. A fadiga muscular foi estimada, por meio da MNF, sobre: (1) o sinal de EMG-S original e (2) sobre o sinal obtido após a aplicação da técnica descrita de subamostragem; obtendo-se, assim, duas sequências de valores de MNF que descrevem o processo da fadiga muscular (i.e. com e sem aplicação da técnica de subamostragem).

Como figura de mérito, de modo a avaliar a fidelidade da avaliação da fadiga após o processo de subamostragem, foi calculado o coeficiente de correlação normalizado ρ entre ambas as sequências de valores de MNF, com e sem a aplicação da técnica de subamostragem, por meio da relação

$$\rho = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N \left(\frac{f_{média}[i] - \mu}{\sigma} \right) \left(\frac{f_{média}[i] - \bar{\mu}}{\bar{\sigma}} \right) \quad (8)$$

em que $f_{média}[i]$ é o valor de MNF calculado sobre o i -ésimo ciclo do sinal de EMG-S original e $\bar{f}_{média}[i]$ é o correspondente valor calculado sobre o sinal de EMG-S após a técnica de subamostragem proposta; N é a quantidade de ciclos de contração realizados no experimento até que ocorresse a exaustão; μ e σ são a média e o desvio padrão da $f_{média}[i]$ e $\bar{\mu}$ e $\bar{\sigma}$ são a média e o desvio padrão de $\bar{f}_{média}[i]$ ($i = 1, 2, \dots, N$).

Uma síntese do procedimento descrito neste trabalho é ilustrada no diagrama da figura 2. Nesse diagrama tem-se como entrada o sinal de EMG-S coletado do ciclista voluntário, mostrando-se as etapas até a avaliação da fadiga sobre os sinais com e sem a técnica de subamostragem proposta e os respectivos parâmetros utilizados para avaliar o método – SDR obtida na reconstrução após subamostragem, coeficiente de correlação entre as sequências indicadores de fadiga (valores de MNF) e a nova taxa média resultante, que indica o fator de compressão obtido.

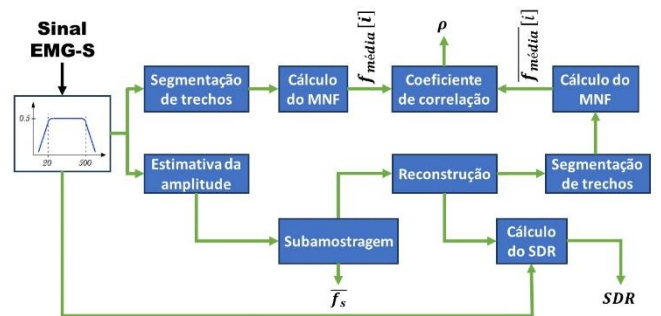


Fig. 2. Diagrama de blocos ilustrando a abordagem geral proposta.

III. RESULTADOS E DISCUSSÃO

A indução da fadiga muscular localizada foi confirmada pelos valores de MNF obtidos. A figura 3 a seguir exemplifica o padrão típico de MNF ao longo do exercício, com o gráfico para a sequência $f_{média}[i]$ obtido para um dos ciclistas voluntários (em azul) e respectiva reta de ajuste linear para a sequência.

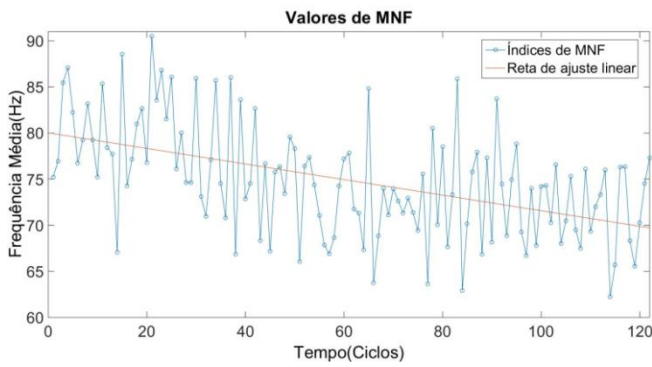


Fig. 3. Frequência média (azul) e reta de ajuste linear (vermelho).

A ocorrência da fadiga muscular é confirmada por meio do coeficiente negativo obtido no ajuste linear, que é descrito, após a regressão de primeira ordem, por uma equação da forma:

$$F(X) = aX + b \quad (9)$$

Assim, $a < 0$ deve indicar o comportamento decrescente da MNF ao longo do tempo, sugerindo a indução da fadiga no exercício. Comumente toma-se como índice de fadiga a razão $\frac{a}{b}$, isto é, o decréscimo médio (indicado por a) normalizado pelo valor inicial de frequência média, indicando-se uma diminuição percentual média da MNF. Tal razão, para os três voluntários em cujos sinais de EMG-S a técnica proposta foi aplicada, é mostrada na tabela 1.

TABELA I. ÍNDICES DE FADIGAS OBTIDOS.

Sinal (voluntário)	S1	S2	S3
Índice $\left(\frac{a}{b} \times 10^{-4}\right)$	-2,4	-2,5	-11,0

As figuras 4 e 5 mostram, em azul, um trecho do sinal de EMG-S obtido de um dos voluntários, de um ciclo de contração (pedalada) e os correspondentes instantes de tempo (em vermelho) em que são selecionadas as amostras no processo de subamostragem proposto. Note-se que, nas regiões de maior amplitude do sinal, há maior densidade de amostras consideradas, tendo-se nessas regiões, portanto, maior taxa instantânea na subamostragem (figura 4). Na figura 5, tem-se exemplo de trecho do sinal de EMG-S – correspondente a um ciclo de contração – antes (em azul) e após (em preto) a reconstrução utilizando o método proposto. A análise conjunta dos gráficos contidos nas figuras 4 e 5 permitem perceber que, assim, os trechos do sinal que contribuem com a SDR de forma mais significativa não são significativamente degradados.

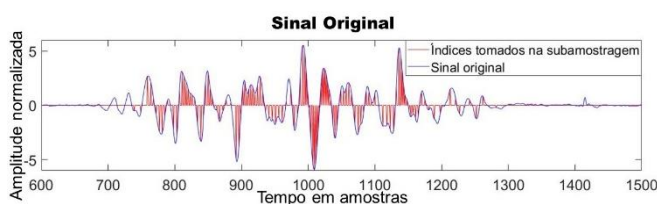


Fig. 4. Ciclo do sinal de EMG-S (azul) e amostras tomadas na subamostragem (vermelho);

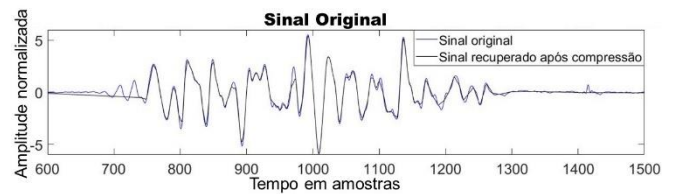


Fig. 5. Ciclo do sinal de EMG-S (azul) e sinal interpolado após subamostragem (preto).

A figura 6 ilustra um trecho do sinal de EMG-S (azul) em que a amplitude local apresenta aumento, ocasionando o aumento da taxa instantânea no processo de subamostragem (em vermelho).

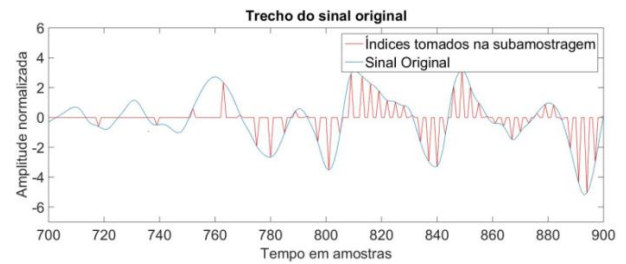


Fig. 6. Amostras tomadas num trecho do sinal de EMG-S com o método proposto.

A figura 7-A apresenta os valores obtidos para o coeficiente de correlação ρ entre $\overline{f_{média}}[i]$ e $f_{média}[i]$ em função da duração (quantidade N_g de amostras) da janela utilizada na estimativa da amplitude local do eletromiograma. Nota-se que os valores de correlação mais próximos da unidade foram obtidos com janelas de 400 a 800 amostras, aproximadamente, com durações aproximadas correspondentes entre 170 ms e 330 ms. A figura 7-B mostra esses valores de correlação obtidos em função da taxa média $\overline{f_s}$ resultante da subamostragem. Verifica-se que, para taxas resultantes entre 250 Hz e 450 Hz – taxas inferiores à metade da de Nyquist –, os parâmetros espectrais não foram significativamente alterados ($\rho \cong 1$).

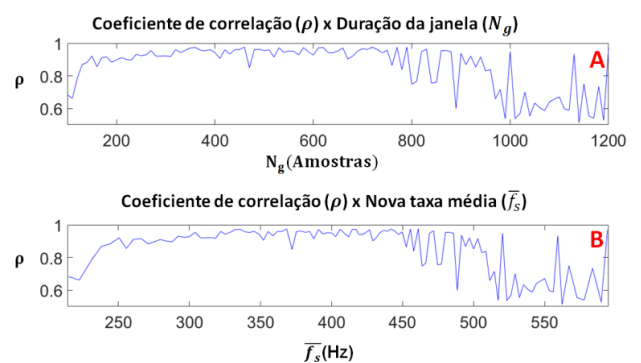


Fig. 7. (A) Coeficiente de correlação (ρ) em função da duração de janela (N_g); (B) Coeficiente de correlação em função da nova taxa média ($\overline{f_s}$) obtida após a subamostragem.

A figura 8 mostra, também em função da duração N_g da janela para estimativa da amplitude local e da nova taxa média $\overline{f_s}$ obtida com a subamostragem, os valores de SDR (dB) obtidos na reconstrução do sinal de EMG-S a partir de suas amostras mantidas no processo de subamostragem.

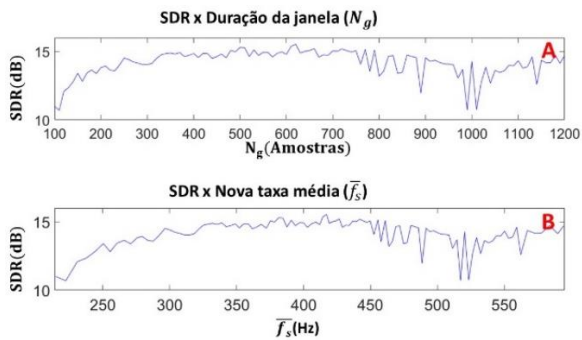


Fig. 8. (A) SDR em função da duração de janela (N_g); (B) SDR em função da Nova taxa média (\bar{f}_s) obtida após subamostragem.

Confirma-se que os melhores resultados foram obtidos para $400 \leq N_g \leq 800$ (cujas durações correspondentes são 170 ms e 330 ms, aproximadamente) e para \bar{f}_s entre 250 Hz e 450 Hz.

Possíveis razões para esses resultados residem no fato de que, ao utilizar janela $g[n]$ de duração muito menor do que 400 amostras para a k -ésima estimativa de amplitude local, $A[k]$, tem-se uma estimativa excessivamente sensível às variações locais devidas a não estacionariedades rápidas, que podem corresponder, por exemplo, à variação da posição do eletrodo para aquisição da EMG-S, que altera a forma local do sinal mioelétrico [1, 2]. Além disso, o uso da janela $g[n]$ com duração demasiadamente pequena pode causar problemas em torno de picos mais elevados no sinal de EMG-S ocorridos durante o recrutamento de novas unidades motoras – o que ocorre no processo de fadiga muscular localizada [1, 3] – e em torno de cruzamentos no zero dentro do trecho de ativação muscular dos ciclos do sinal de EMG-S. Por outro lado, durações muito grandes para $g[n]$ devem ocasionar excessiva demora na atualização da taxa de amostragem. Neste caso, ter-se-ia um aumento demasiadamente lento na taxa de amostragem instantânea no início da ativação muscular – trecho do sinal de EMG-S em que a taxa deve ser aumentada – e uma diminuição também excessivamente lenta após o final da ativação muscular – onde a taxa deve ser diminuída – nos ciclos de contração. Tais fatores, resultantes de escolhas de valores muito grandes para N_g , implicam, respectivamente: 1) no aumento do erro de reconstrução do sinal logo que se inicia a ativação muscular, e 2) no desnecessário uso de maiores taxas de amostragem instantâneas após cessar a ativação. Assim, empiricamente, verificam-se melhores resultados para $400 \leq N_g \leq 800$.

Desta maneira, obtêm-se os melhores resultados com as correspondentes novas taxas médias \bar{f}_s entre os valores citados de 250 Hz e 450 Hz, às quais correspondem os fatores de compressão iguais a, aproximadamente, 89,6% e 81,3%.

IV. CONCLUSÕES

Neste trabalho foi proposto um método de sensoriamento compressivo utilizando taxa de amostragem variável no tempo sem o uso de transformadas, de forma que tal sensoriamento compressivo possa ser realizado a taxas inferiores à de Nyquist sem significativa degradação dos parâmetros espectrais que indicam a fadiga muscular localizada no sinal de EMG-S.

Os resultados obtidos indicam que foi possível a redução taxa de maneira a possibilitar fatores de compressão de até, aproximadamente, 10 vezes, considerando-se a taxa de

amostragem original de aquisição utilizada de 2,4 kHz, mantendo-se a relativa integridade dos valores de MNF do eletromiograma.

Assim, o método proposto consiste numa abordagem direcionada à otimização dos recursos computacionais dedicados ao tratamento de sinais de EMG-S, que, em função do protocolo experimental, podem apresentar durações excessivamente longas.

Ainda, o método, aplicável em tempo real a sinais de EMG-S obtido durante contrações cíclicas, explora este aspecto e apresenta relativa simplicidade por seu tratamento no domínio do tempo, evitando-se a busca de domínios de representação esparsa para o sinal, como já tradicionalmente feito nas técnicas de sensoriamento compressivo em geral.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem aos ciclistas voluntários que participaram dos protocolos experimentais, aos demais que auxiliaram no processo da coleta dos sinais e ao Centro Universitário IESB pelo auxílio.

REFERÊNCIAS

- [1] Merletti R, Parker PA (2004) “Electromyography, physiology, engineering, and noninvasive applications”, New Jersey: John Wiley & Sons, Inc.
- [2] Milhomem TR “Proposta e análise de indicadores eletromiográficos espectrais e temporais em protocolos dinâmicos com indução de fadiga muscular localizada”, Tese (doutorado)—Universidade de Brasília, Faculdade de Tecnologia, Departamento de Engenharia Elétrica, 2015
- [3] DeLuca CJ (1984). “Myoelectrical Manifestations of Localized Muscular Fatigue in Humans”, Crit. Rev. Biomed. Eng. (1984), v. 11, n. 4, pp. 251-79.
- [4] Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2000; 10(5):361-74.
- [5] Carmo JC, Nascimento FAO, Costa JC e Rocha AP. Instrumentação para aquisição e avaliação das forças exercidas nos pedais por ciclistas. Revista Brasileira de Biomecânica. 2001; 2(3):31-37.
- [6] Milhomem TR, Rocha Junior VA, Carmo JC, Nascimento FAO. (2014) “Desempenho em Ciclismo: Instrumentação e Parâmetros Biomecânicos e Eletromiográficos.” In: XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2014, Uberlândia. Anais do XXIV CBEB, v. 24. pp. 809-812.
- [7] Hug F, Dorel S. (2009); “Electromyographic analysis of pedaling: A review”; Journal of Electromyography and Kinesiology 19 (2009) 182–198.
- [8] Bonato P, Roy SH, Knaflitz M, deLuca CJ, (2001). “Time-frequency parameters of de surface myoelectric signal for assessing muscle fatigue during cyclic dynamic contractions.” IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 48, n° 7, pp. 745-753.
- [9] Berger, PA; Nascimento, FAO; Menezes, LRAX.; Rocha, AF; Carvalho, JL. “Biomedical Signal Compression: An Overview”. In: Nilmini Wickramasinghe; Eliezer Geisler. (Org.). Encyclopedia of Healthcare Information Systems. Hershey - New York: IGI Global, 2008, v. 1, p. 157-1165.
- [10] Costa, MVC; Carvalho, JL; Berger, PA; Rocha, AF; Nascimento, FAO. “Compression of Surface Electromyographic Signals Using Two-Dimensional Techniques. Recent Advances in Biomedical Engineering”. 1ed. Vienna: In-Tech, 2009, v. 1, p. 17-38.
- [11] Trabuco, MH; Costa, MVC.; Macchiavello, B; Nascimento, FAO. “S-EMG Signal Compression in One-Dimensional and Two-Dimensional Approaches”. In: IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics, v. 22, p. 1104-1113, 2018.
- [12] Trabuco, H; Costa, MVC; Nascimento, FAO. “S-EMG signal compression based on domain transformation and spectral shape dynamic bit allocation”. In: Biomedical Engineering Online (Online), v. 13, p. 22-47, 2014.