

# Técnicas de Processamento de Sinais e Telecomunicações

**Henrique Ajuz Holzmann  
(Organizador)**

**Henrique Ajuz Holzmann**

(Organizador)

# Técnicas de Processamento de Sinais e Telecomunicações

Atena Editora  
2019

2019 by Atena Editora  
Copyright © Atena Editora  
Copyright do Texto © 2019 Os Autores  
Copyright da Edição © 2019 Atena Editora  
Editora Executiva: Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Antonella Carvalho de Oliveira  
Diagramação: Karine de Lima  
Edição de Arte: Lorena Prestes  
Revisão: Os Autores

O conteúdo dos artigos e seus dados em sua forma, correção e confiabilidade são de responsabilidade exclusiva dos autores. Permitido o download da obra e o compartilhamento desde que sejam atribuídos créditos aos autores, mas sem a possibilidade de alterá-la de nenhuma forma ou utilizá-la para fins comerciais.

### **Conselho Editorial**

#### **Ciências Humanas e Sociais Aplicadas**

Prof. Dr. Álvaro Augusto de Borba Barreto – Universidade Federal de Pelotas  
Prof. Dr. Antonio Carlos Frasson – Universidade Tecnológica Federal do Paraná  
Prof. Dr. Antonio Isidro-Filho – Universidade de Brasília  
Prof. Dr. Constantino Ribeiro de Oliveira Junior – Universidade Estadual de Ponta Grossa  
Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Cristina Gaio – Universidade de Lisboa  
Prof. Dr. Deyvison de Lima Oliveira – Universidade Federal de Rondônia  
Prof. Dr. Gilmei Fleck – Universidade Estadual do Oeste do Paraná  
Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Ivone Goulart Lopes – Istituto Internazionele delle Figlie de Maria Ausiliatrice  
Prof. Dr. Julio Candido de Meirelles Junior – Universidade Federal Fluminense  
Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Lina Maria Gonçalves – Universidade Federal do Tocantins  
Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Natiéli Piovesan – Instituto Federal do Rio Grande do Norte  
Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Paola Andressa Scortegagna – Universidade Estadual de Ponta Grossa  
Prof. Dr. Urandi João Rodrigues Junior – Universidade Federal do Oeste do Pará  
Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Vanessa Bordin Viera – Universidade Federal de Campina Grande  
Prof. Dr. Willian Douglas Guilherme – Universidade Federal do Tocantins

#### **Ciências Agrárias e Multidisciplinar**

Prof. Dr. Alan Mario Zuffo – Universidade Federal de Mato Grosso do Sul  
Prof. Dr. Alexandre Igor Azevedo Pereira – Instituto Federal Goiano  
Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Daiane Garabeli Trojan – Universidade Norte do Paraná  
Prof. Dr. Darllan Collins da Cunha e Silva – Universidade Estadual Paulista  
Prof. Dr. Fábio Steiner – Universidade Estadual de Mato Grosso do Sul  
Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Girlene Santos de Souza – Universidade Federal do Recôncavo da Bahia  
Prof. Dr. Jorge González Aguilera – Universidade Federal de Mato Grosso do Sul  
Prof. Dr. Ronilson Freitas de Souza – Universidade do Estado do Pará  
Prof. Dr. Valdemar Antonio Paffaro Junior – Universidade Federal de Alfenas

#### **Ciências Biológicas e da Saúde**

Prof. Dr. Benedito Rodrigues da Silva Neto – Universidade Federal de Goiás  
Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Elane Schwinden Prudêncio – Universidade Federal de Santa Catarina  
Prof. Dr. Gianfábio Pimentel Franco – Universidade Federal de Santa Maria  
Prof. Dr. José Max Barbosa de Oliveira Junior – Universidade Federal do Oeste do Pará

Profª Drª Natiéli Piovesan – Instituto Federal do Rio Grande do Norte  
Profª Drª Raissa Rachel Salustriano da Silva Matos – Universidade Federal do Maranhão  
Profª Drª Vanessa Lima Gonçalves – Universidade Estadual de Ponta Grossa  
Profª Drª Vanessa Bordin Viera – Universidade Federal de Campina Grande

### **Ciências Exatas e da Terra e Engenharias**

Prof. Dr. Adélio Alcino Sampaio Castro Machado – Universidade do Porto  
Prof. Dr. Eloi Rufato Junior – Universidade Tecnológica Federal do Paraná  
Prof. Dr. Fabrício Menezes Ramos – Instituto Federal do Pará  
Profª Drª Natiéli Piovesan – Instituto Federal do Rio Grande do Norte  
Prof. Dr. Takeshy Tachizawa – Faculdade de Campo Limpo Paulista

### **Conselho Técnico Científico**

Prof. Msc. Abrãao Carvalho Nogueira – Universidade Federal do Espírito Santo  
Prof. Dr. Adaylson Wagner Sousa de Vasconcelos – Ordem dos Advogados do Brasil/Seccional Paraíba  
Prof. Msc. André Flávio Gonçalves Silva – Universidade Federal do Maranhão  
Prof.ª Drª Andreza Lopes – Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento Acadêmico  
Prof. Msc. Carlos Antônio dos Santos – Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro  
Prof. Msc. Daniel da Silva Miranda – Universidade Federal do Pará  
Prof. Msc. Eliel Constantino da Silva – Universidade Estadual Paulista  
Prof.ª Msc. Jaqueline Oliveira Rezende – Universidade Federal de Uberlândia  
Prof. Msc. Leonardo Tullio – Universidade Estadual de Ponta Grossa  
Prof.ª Msc. Renata Luciane Polsaque Young Blood – UniSecal  
Prof. Dr. Welleson Feitosa Gazel – Universidade Paulista

<b>Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP) (eDOC BRASIL, Belo Horizonte/MG)</b>	
T255	Técnicas de processamento de sinais e telecomunicações [recurso eletrônico] / Organizador Henrique Ajuz Holzmann. – Ponta Grossa, PR: Atena Editora, 2019.  Formato: PDF Requisitos de sistema: Adobe Acrobat Reader Modo de acesso: World Wide Web Inclui bibliografia ISBN 978-85-7247-449-8 DOI 10.22533/at.ed.498190807  1. Tecnologia da informação. 2. Telecomunicações. I. Holzmann, Henrique Ajuz.  CDD 338.47
<b>Elaborado por Maurício Amormino Júnior – CRB6/2422</b>	

Atena Editora  
Ponta Grossa – Paraná - Brasil  
[www.atenaeditora.com.br](http://www.atenaeditora.com.br)  
contato@atenaeditora.com.br

## APRESENTAÇÃO

A obra Técnicas de Processamento de Sinais e Telecomunicações está organizada de maneira a atender a temas atuais sobre a área de telecom e processamento de sinais de maneira sucinta e otimizada, sendo dividido em 17 capítulos sequenciais.

A transmissão de dados juntamente com suas vertentes representa um dos principais pilares para o progresso econômico de uma nação e para o atendimento de inúmeras necessidades da humanidade, estando presente nos mais diversos setores. Desenvolve-la de maneira eficiente é uma busca constante de grandes empresas e pesquisadores, buscando otimizar e agilizar o processo de troca de informações.

Produzir conhecimento nestas áreas é de extrema importância, a fim de gerar desenvolvimento e ampliar possibilidades nos mais diversos campos. Desta forma um compendio de temas e abordagens que facilitam as relações entre temas referentes a comunicação e processamento de sinais em diferentes níveis de profundidade em pesquisas, envolvendo aspectos técnicos, científicos e humanos é trazido nesta obra.

Boa leitura!

Henrique Ajuz Holzmann

## SUMÁRIO

<b>CAPÍTULO 1</b> .....	<b>1</b>
ANTENA DE MICROFITA RETANGULAR PARA APLICAÇÃO EM 2,5 GHZ UTILIZANDO SUBSTRATO METAMATERIAL	
Almir Souza e Silva Neto Bruno Pontes Alves da Silva Matheus Mesquita Correa Humberto César Chaves Fernandes Ronilson Mendes Fonseca	
<b>DOI 10.22533/at.ed.4981908071</b>	
<b>CAPÍTULO 2</b> .....	<b>7</b>
BANDWIDTH ENHANCEMENT OF AN ULTRA WIDE BAND PLANAR INVERTED F-ANTENNA	
Pedro Paulo Ferreira do Nascimento Glauco Fontgalland Raymundo de Amorim Júnior Tagleorge Marques Silveira Rodrigo César Fonseca da Silva	
<b>DOI 10.22533/at.ed.4981908072</b>	
<b>CAPÍTULO 3</b> .....	<b>14</b>
COMPORTAMENTO DE MODELOS DE DIFRAÇÃO SOBRE MÚLTIPLOS GUMES DE FACA EM VHF E UHF	
Lorenço Santos Vasconcelos Gilberto Arantes Carrijo	
<b>DOI 10.22533/at.ed.4981908073</b>	
<b>CAPÍTULO 4</b> .....	<b>27</b>
ON-CHIP KOCH FRACTAL ANTENNA ARRAY FOR 60 GHZ ISM BAND APPLICATION	
Paulo Fernandes da Silva Júnior Ewaldo Eder Carvalho Santana Mauro Sérgio Pinto Filho Almir Souza e Silva Neto Elder Eldervitch Carneiro de Oliveira Paulo Henrique da Fonseca Silva Alexandre Jean René Serres Raimundo Carlos Silvério Freire	
<b>DOI 10.22533/at.ed.4981908074</b>	
<b>CAPÍTULO 5</b> .....	<b>36</b>
PROJETO E ANÁLISE DE UM ARRANJO LINEAR DE ANTENAS UTILIZANDO A CURVA FRACTAL DE KOCH	
Elder Eldervitch Carneiro de Oliveira Pedro Carlos de Assis Júnior Marcelo da Silva Vieira Rodrigo César Fonseca da Silva	
<b>DOI 10.22533/at.ed.4981908075</b>	

<b>CAPÍTULO 6</b> .....	<b>48</b>
FINDING REPEATER PLACEMENT FOR P2P WIRELESS LINKS WITH NLOS IN EXTREMELY MOUNTAINOUS REGIONS	
Alvaro Javier Ortega	
<b>DOI 10.22533/at.ed.4981908076</b>	
<b>CAPÍTULO 7</b> .....	<b>60</b>
NOVA ARQUITETURA DE DEMODULADOR $\pi/3$ -BPSK PARA OS SATÉLITES DO SISTEMA BRASILEIRO DE COLETA DE DADOS	
Flavia Vasconcelos Maia	
Antonio Macilio Pereira de Lucena	
Francisco de Assis Tavares Ferreira da Silva	
<b>DOI 10.22533/at.ed.4981908077</b>	
<b>CAPÍTULO 8</b> .....	<b>73</b>
PROPOSTA DE UM NOVO ALGORITMO QOS-AWARE PARA O ESCALONAMENTO <i>DOWNLINK</i> LTE-A EM CENÁRIOS DE TRÁFEGO MISTO: UMA COMPARAÇÃO DE DESEMPENHO	
Júnio Moreira	
Éderson Rosa da Silva	
Paulo Roberto Guardieiro	
<b>DOI 10.22533/at.ed.4981908078</b>	
<b>CAPÍTULO 9</b> .....	<b>85</b>
SERVIÇO DE L2VPN EM REDES DE <i>BACKBONE</i> IP: ESTUDO DE CASO DA REDECOMEP-RIO	
Pedro Henrique Diniz da Silva	
Natália Castro Fernandes	
Nilton Alves Jr.	
Márcio Portes de Albuquerque	
<b>DOI 10.22533/at.ed.4981908079</b>	
<b>CAPÍTULO 10</b> .....	<b>101</b>
SISTEMA DISTRIBUÍDO PARA DETECÇÃO DE AMEAÇAS EM REDES UTILIZANDO <i>DEEP LEARNING</i>	
Fábio César Schuartz	
Mauro Sérgio Pereira Fonseca	
Anelise Munaretto	
<b>DOI 10.22533/at.ed.49819080710</b>	
<b>CAPÍTULO 11</b> .....	<b>113</b>
UM MÓDULO DE DEFESA PARA ATAQUES DDOS NA CAMADA DE APLICAÇÃO USANDO ESTRATÉGIAS SELETIVAS	
Túlio Albuquerque Pascoal	
João Henrique Gonçalves Corrêa	
Vivek Nigam	
Iguatemi Eduardo da Fonseca	
<b>DOI 10.22533/at.ed.49819080711</b>	

<b>CAPÍTULO 12</b> .....	<b>125</b>
AN EMPIRICAL RATE BALANCED ALIEN XTALK MITIGATION METHOD FOR G.FAST SYSTEMS	
Diego de Azevedo Gomes	
Cláudio de Castro Coutinho Filho	
João Victor Costa Carmona	
Evaldo Gonçalves Pelaes	
<b>DOI 10.22533/at.ed.49819080712</b>	
<b>CAPÍTULO 13</b> .....	<b>135</b>
REPRESENTAÇÃO ESPARSA UTILIZANDO WAVELETS E VARIAÇÃO TOTAL APLICADOS AO PROCESSAMENTO DE SINAIS DE DESCARGAS PARCIAIS	
Paulo Vitor do Carmo Batista	
Hilton de Oliveira Mota	
<b>DOI 10.22533/at.ed.49819080713</b>	
<b>CAPÍTULO 14</b> .....	<b>152</b>
REDUÇÃO DE DIMENSÕES USANDO TRANSFORMADA DE KARHUNEN-LOÈVE EM SISTEMAS MIMO MASSIVO DISTRIBUÍDO COM <i>FRONTHAUL</i> LIMITADO	
Ricardo de Souza Cerqueira	
André Noll Barreto	
<b>DOI 10.22533/at.ed.49819080714</b>	
<b>CAPÍTULO 15</b> .....	<b>167</b>
WSN COVERAGE IMPROVEMENT WITH ROF IN BUS TOPOLOGY FOR SMART CITIES	
Raphael Montali da Assumpção	
Indayara Bertoldi Martins	
Frank Herman Behrens	
Omar Carvalho Branquinho	
Fabiano Fruett	
<b>DOI 10.22533/at.ed.49819080715</b>	
<b>CAPÍTULO 16</b> .....	<b>179</b>
MODELO ELETROMAGNÉTICO DE UM ARRANJO PLANAR DE NANODIPOLOS SOBRE PLANO DE OURO ATRAVÉS DA FUNÇÃO DE GREEN 3D	
André Felipe Souza da Cruz	
Nadson Welkson Pereira de Souza	
Karlo Queiroz da Costa	
<b>DOI 10.22533/at.ed.49819080716</b>	
<b>CAPÍTULO 17</b> .....	<b>194</b>
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	
Thiago Raposo Milhomem de Carvalho	
<b>DOI 10.22533/at.ed.49819080717</b>	
<b>SOBRE O ORGANIZADOR</b> .....	<b>207</b>



## AVALIAÇÃO DE FADIGA MUSCULAR LOCALIZADA EM SINAIS ELETROMIOGRÁFICOS UTILIZANDO TAXA DE AMOSTRAGEM VARIÁVEL NO TEMPO

**Jean Kevyn Correia Pessoa**

Instituto de Educação Superior de Brasília – Iesb  
Brasília – Distrito Federal

**Pedro Henrique Melgaço de Oliveira  
Martins**

Instituto de Educação Superior de Brasília – Iesb  
Brasília – Distrito Federal

**Thiago Raposo Milhomem de Carvalho**

Instituto de Educação Superior de Brasília – Iesb  
Brasília – Distrito Federal

**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 ( $\rho$ ) 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 ( $\rho$ ) 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.*

### 1 | 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 (MERLETTI R, PARKER PA, 2004).

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 (MERLETTI R, PARKER PA, 2004; MILHOMEM TR, 2015). 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 (DELUCA CJ, 1984; MERLETTI R, PARKER PA, 2004; MILHOMEM TR, 2015). 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 (DELUCA CJ, 1984; MILHOMEM TR, 2015).

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 Berger, PA *et al.* (2008), Costa, MVC *et al.* (2009) e Trabuco, MH *et al.* (2018), 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 Trabuco, MH *et al.* (2014), 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 (HERMENS HJ *et al.*, 2000) –, 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 (DELUCA CJ, 1984).

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 2-A, 2-B, 2-C e 2-D).

## 2 | 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 Milhomem TR (2015) e Milhomem TR *et al.* (2014), 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 Carmo JC *et al.* (2001), 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. Pois, segundo Milhomem TR *et al.* (2014), 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.

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 (HERMENS HJ *et al.*, 2000). 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.

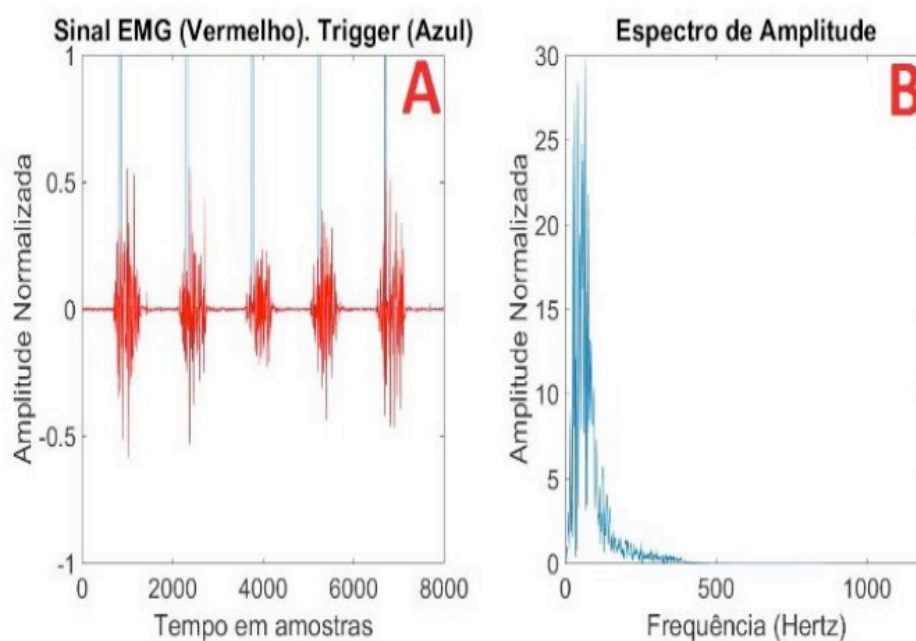


Fig. 1. (A) ciclos do sinal de EMG-S (vermelho) e sinal de *trigger* utilizado como referência (azul); (B) correspondente espectro de amplitude do sinal de EMG-S.

### 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

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

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  $\bar{x}$ , reconstruído a partir das 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

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

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 Milhomem TR (2015), explorando a característica aproximadamente ciclo-estacionária do sinal de EMG-S dinâmico durante contrações cíclicas realizadas a uma cadência constante (BONATO P *et al.*, 2001; HUG F, DOREL S., 2009; MILHOMEM TR, 2015). Para uma sequência qualquer de 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 (MILHOMEM TR, 2015). 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  $\rho$  entre ambas as sequências de valores de MNF, com e sem a aplicação da técnica de subamostragem, por meio da relação

$$\rho = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N \left( \frac{f_{m\u00e9dia}[i] - \mu}{\sigma} \right) \left( \frac{\overline{f_{m\u00e9dia}}[i] - \bar{\mu}}{\bar{\sigma}} \right) \quad (8)$$

em que  $f_{m\u00e9dia}[i]$  \u00e9 o valor de MNF calculado sobre o  $i$ -\u00e9simo ciclo do sinal de EMG-S original e  $\overline{f_{m\u00e9dia}}[i]$  \u00e9 o correspondente valor calculado sobre o sinal de EMG-S ap\u00f3s a t\u00e9cnica de subamostragem proposta;  $N$  \u00e9 a quantidade de ciclos de contra\u00e7\u00e3o realizados no experimento at\u00e9 que ocorresse a exaust\u00e3o;  $\mu$  e  $\sigma$  s\u00e3o a m\u00e9dia e o desvio padr\u00e3o de  $f_{m\u00e9dia}[i]$  e  $\bar{\mu}$  e  $\bar{\sigma}$  s\u00e3o a m\u00e9dia e o desvio padr\u00e3o de  $\overline{f_{m\u00e9dia}}[i]$  ( $i = 1, 2, \dots, N$ ).

Uma s\u00edntese do procedimento descrito neste trabalho \u00e9 ilustrada no diagrama da figura 2. Nesse diagrama tem-se como entrada o sinal de EMG-S coletado do ciclista volunt\u00e1rio, mostrando-se as etapas at\u00e9 a avalia\u00e7\u00e3o da fadiga sobre os sinais com e sem a t\u00e9cnica de subamostragem proposta e os respectivos par\u00e2metros utilizados para avaliar o m\u00e9todo – SDR obtida na reconstru\u00e7\u00e3o ap\u00f3s subamostragem, coeficiente de correla\u00e7\u00e3o entre as sequ\u00eancias indicadoras de fadiga (valores de MNF) e a nova taxa m\u00e9dia resultante, que indica o fator de compress\u00e3o obtido.

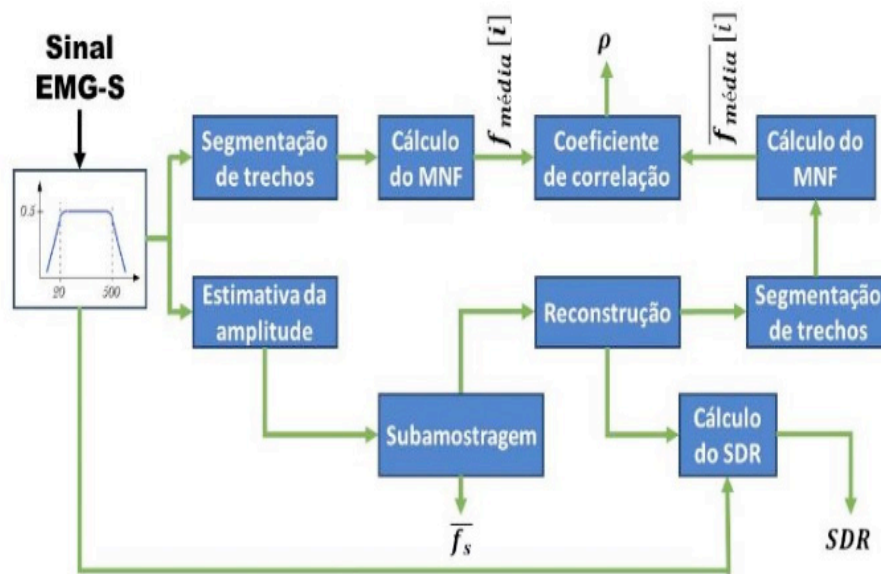


Fig. 2. Diagrama de blocos ilustrando a abordagem geral proposta.

### 3 | RESULTADOS E DISCUSS\u00c3O

A indu\u00e7\u00e3o da fadiga muscular localizada foi confirmada pelos valores de MNF obtidos. A figura 3 a seguir exemplifica o padr\u00e3o t\u00edpico de MNF ao longo do exerc\u00edcio, com o gr\u00e1fico para a sequ\u00eancia  $f_{m\u00e9dia}[i]$  obtido para um dos ciclistas volunt\u00e1rios (em azul) e respectiva reta de ajuste linear para a sequ\u00eancia.

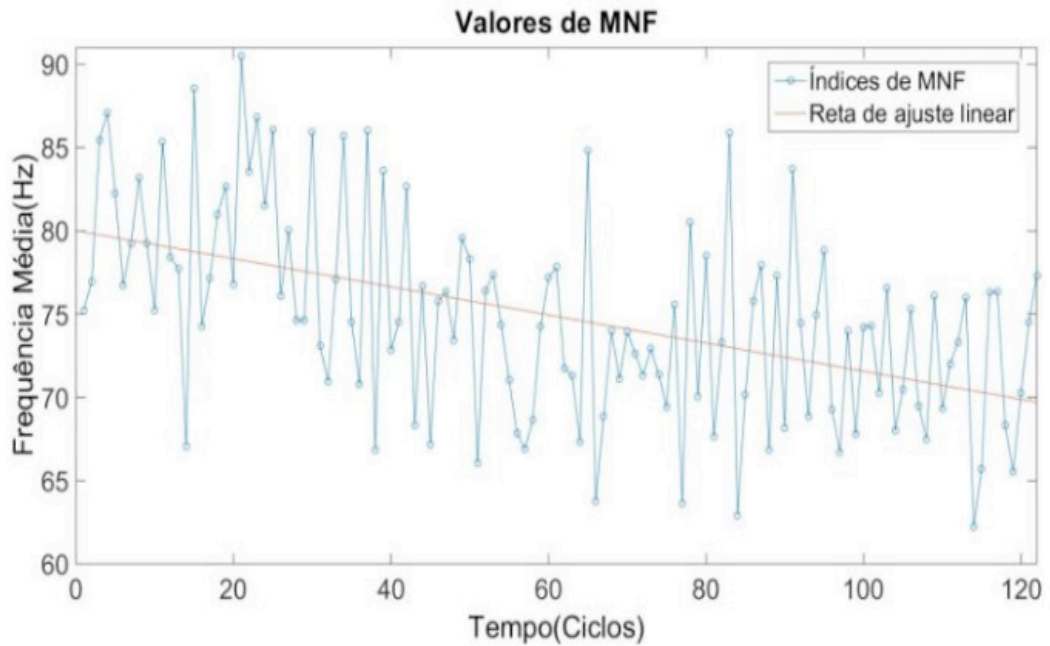


Fig. 3. Frequência média (azul) e reta de ajuste linear (vermelho).

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.

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

Tabela 1. Índices de fadigas obtidos.

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.

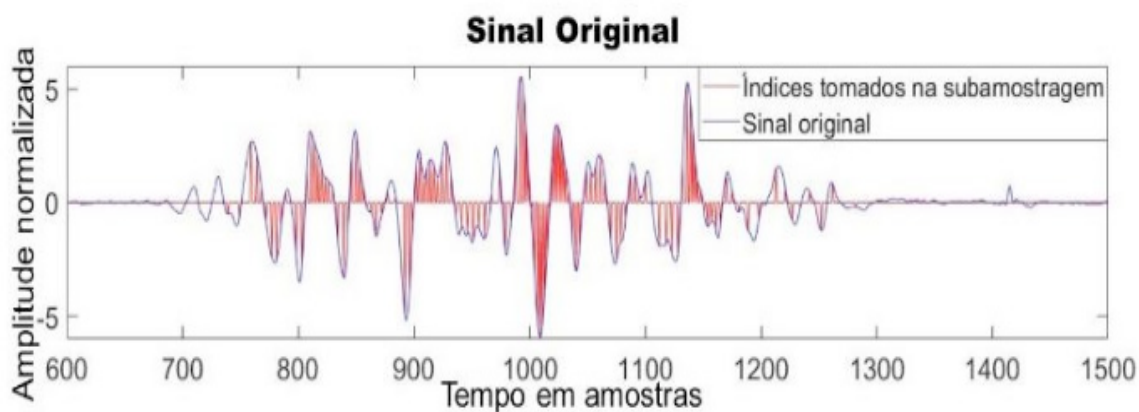


Fig. 4. Ciclo do sinal de EMG-S (azul) e amostras tomadas na subamostragem (vermelho);

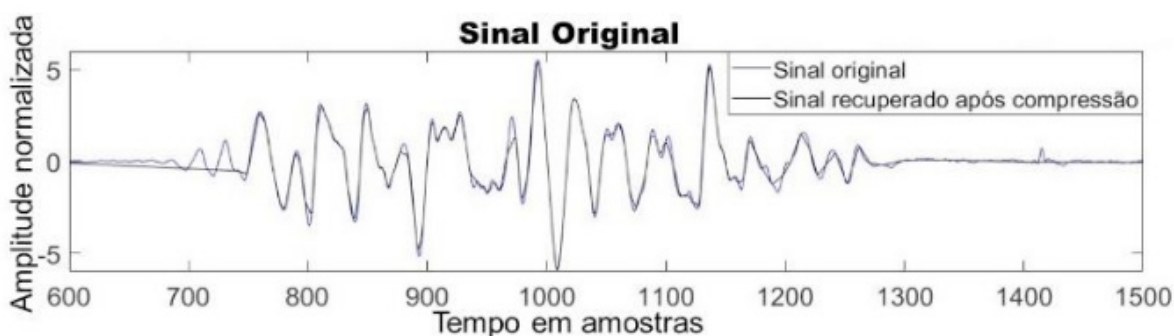


Fig. 5. Ciclo do sinal de EMG-S (azul) e sinal interpolado após subamostragem (preto).

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).

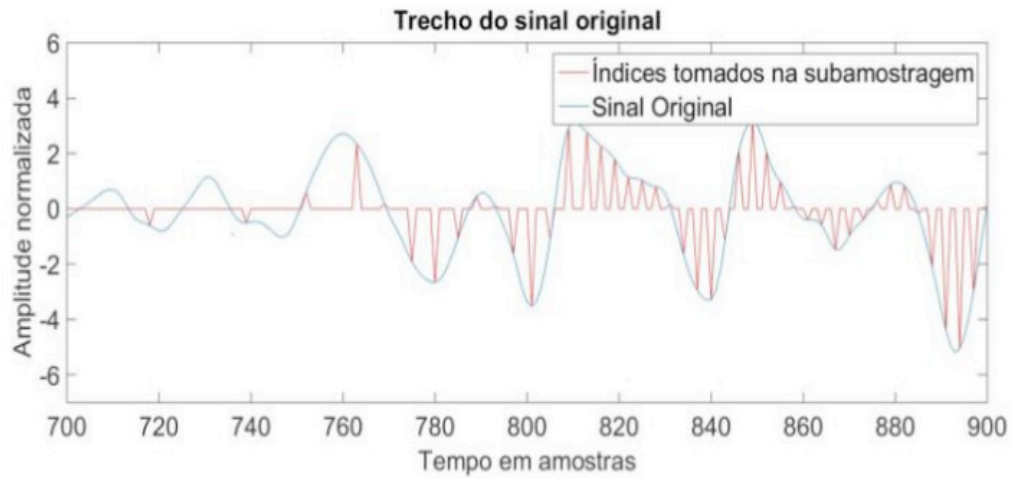


Fig. 6. Amostras tomadas num trecho do sinal de EMG-S com o método proposto.

A figura 7-A apresenta os valores obtidos para o coeficiente de correlação  $\rho$  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 ( $\rho \cong 1$ ).

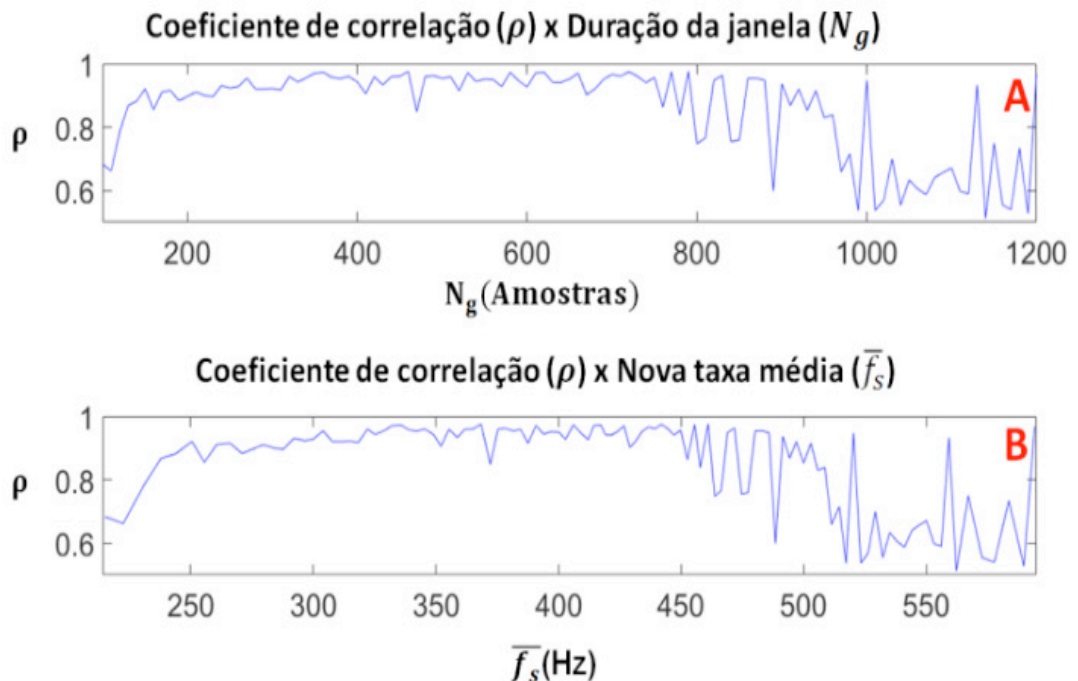


Fig. 7. (A) Coeficiente de correlação ( $\rho$ ) em função da duração de janela ( $N_g$ ); (B) Coeficiente de correlação em função da nova taxa média ( $\overline{f_s}$ ) obtida após a subamostragem.

A figura 8 mostra, também em função da duração  $N_g$  da janela para estimativa

da amplitude local e da nova taxa média  $\bar{f}_s$  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.

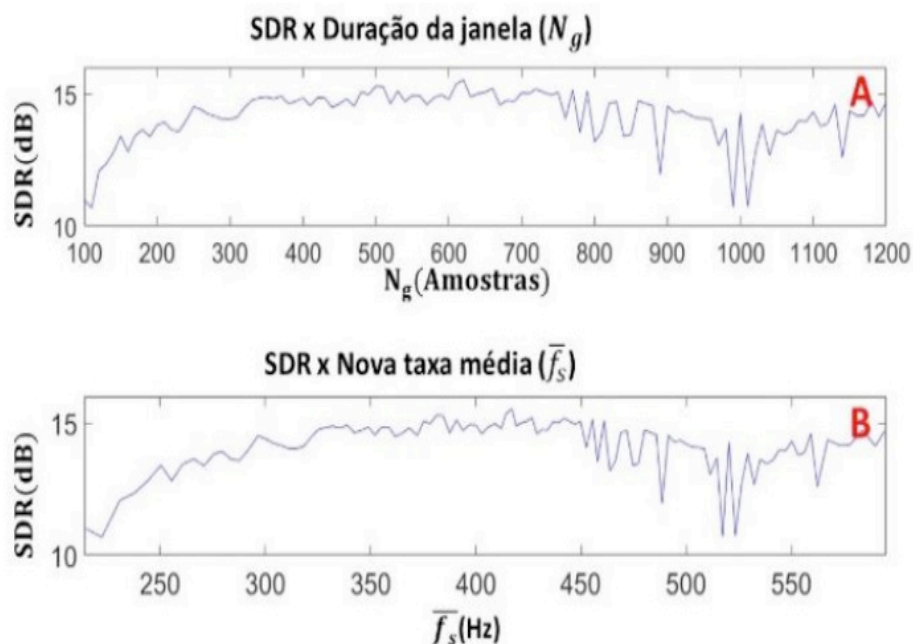


Fig. 8. (A) SDR em função da duração de janela ( $N_g$ ); (B) SDR em função da Nova taxa média ( $\bar{f}_s$ ) obtida após subamostragem.

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 (MERLETTI R, PARKER PA, 2004; MILHOMEM TR, 2015). Além disso, o uso da janela 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 (DELUCA CJ, 1984; MERLETTI R, PARKER PA, 2004) – 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%.

## 4 | 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.

## 5 | AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem aos ciclistas voluntários que participaram dos protocolos experimentais e aos demais que auxiliaram no processo da coleta dos sinais.

## REFERÊNCIAS

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.

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, nº 7, pp. 745-753.

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.

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.

DeLuca CJ (1984). **“Myoelectrical Manifestations of Localized Muscular Fatigue in Humans”**, Crit. Rev. Biomed. Eng. (1984), v. 11, n. 4, pp. 251-79.

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.

Hug F, Dorel S. (2009); **“Electromyographic analysis of pedaling: A review”**; Journal of Electromyography and Kinesiology 19 (2009) 182–198.

Merletti R, Parker PA (2004) **“Electromyography, physiology, engineering, and noninvasive applications”**, New Jersey: John Wiley & Sons, Inc.

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

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.

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.

Trabuco, MH; 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.

## **SOBRE O ORGANIZADOR**

**Henrique Ajuz Holzmann** - Professor da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR). Graduação em Tecnologia em Fabricação Mecânica e Engenharia Mecânica pela Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Mestre em Engenharia de Produção pela Universidade Tecnológica Federal do Paraná Doutorando em Engenharia e Ciência do Materiais pela Universidade Estadual de Ponta Grossa. Trabalha com os temas: Revestimentos resistentes a corrosão, Soldagem e Caracterização de revestimentos soldados.

Agência Brasileira do ISBN  
ISBN 978-85-7247-449-8



9 788572 474498