

INVESTIGANDO A DOMINÂNCIA CORTICAL NO POTENCIAL PRÉ-MOTOR DE VOLUNTÁRIOS DESTROS EM TAREFA UNILATERAL

R. S. Branco, P. J. G. Da_Silva, M. Cagy e A. F. C. Infantsi

Programa de Engenharia Biomédica/COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: brancoraquel@gmail.com, guima@peb.ufrj.br, mcagy@peb.ufrj.br, afci@peb.ufrj.br

Resumo: O potencial pré-motor (BP) foi utilizado para investigar a influência da dominância cortical de 17 sujeitos destros sadios durante movimento voluntário unilateral de ombro. Para a estimativa do BP, trechos de sinais EEG do córtex central (C3, resposta do movimento do ombro direito; e C4, do esquerdo) foram sincronizados utilizando-se sinais de acelerometria (ACEL, coletados no processo estilóide do rádio) e o limiar de ativação do EMG (LAM) do músculo deltoide anterior. Para os BP estimados com base nos procedimentos ACEL e LAM, o teste de Wilcoxon indicou não haver diferença significativa ($p > 0,38$) entre o coeficiente angular da reta de regressão de C3 (dominante) e de C4 (não-dominante) e nem para o pico do potencial de monitoramento do movimento (PMM). Por outro lado, a correlação cruzada evidenciou haver um atraso de PMM do BP da derivação de C4 com relação ao de C3. Este achado reflete a lateralidade dos sujeitos destros da casuística em estudo, confirmando, assim, a dominância cortical no potencial pré-motor de tarefa voluntária unilateral.

Palavras-chave: Dominância Cortical, EEG, Potencial Pré-motor, Tarefa voluntária unilateral.

Abstract: *The pre-motor potential (BP) was used to investigate the influence of cortical dominance from 17 healthy right-handed subjects during a self-paced unilateral shoulder flexion task. The BP was estimated using the coherently averaged of the EEG epochs (C3, right shoulder movement response; and C4, the left one), synchronized using accelerometer signals (ACEL, positioned on the styloid process of the radius) and the threshold of the EMG activity (LAM) of the anterior deltoid muscle. For BP of both procedures, the Wilcoxon sign rank test resulted no difference ($p > 0.38$) between the slope of the linear regression estimated for C3 (dominant cortex) and that for C4 (non-dominant cortex), neither for the movement-monitoring potential (PMM). On the other hand, the cross correlation showed a time delay of PMM of C4 in relationship to C3. This finding reflects the laterality of the right-handed subject of the casuistry and hence, confirms the cortical dominance on pre-motor cortical potential during unilateral self-paced tasks.*

Keywords: *Cortical Dominance, EEG, Pre-motor Potential, Self-paced Unilateral Task.*

Introdução

Movimentos voluntários, tais como flexionar os membros superiores, demandam, além de estabilidade postural e de coordenação motora, um planejamento motor que precede a execução da tarefa [1-4]. Este planejamento gera um potencial cortical lento e negativo, denominado *Bereitschaftspotential* (BP) ou potencial pré-motor, deflagrado predominantemente no córtex sensorio-motor contralateral ao movimento [1-3].

O BP tem sido investigado no domínio do tempo aplicando-se a técnica de média coerente ao sinal eletroencefalográfico (EEG) adquirido durante a tarefa motora [1-4]. Para tal, trechos de sinais EEG têm, em geral, sido sincronizados com base em técnicas de detecção do limiar da atividade eletromiográfica (EMG) [2-4], bem como a inspeção visual desta atividade [1]. Outros procedimentos de sincronização podem ser adotados, como, por exemplo, utilizando-se sinais estabilométricos [4].

O presente estudo visa investigar a dominância cortical de sujeitos destros durante o planejamento e execução de movimento voluntário unilateral de flexão de ombro. Para a estimativa do BP, trechos de sinais EEG de derivações do córtex central (C3 e C4) serão sincronizados utilizando-se sinais de acelerometria, coletados no processo estilóide do rádio, e o EMG de superfície do músculo deltoide anterior.

Materiais e métodos

Participaram deste trabalho 17 indivíduos destros (5 do gênero feminino) com idade média de 30 ± 7 anos, estatura de 173 ± 10 cm e massa de 75 ± 19 kg. Nenhum caso de doença osteomioarticular, distúrbio neurológico, déficit auditivo ou utilização de medicamentos que pudessem alterar a estabilidade postural foi incluído nesta casuística. Todos os voluntários autorizaram a sua participação nesta pesquisa (CEP: IESC/UFRJ - 100/2011).

Os experimentos foram realizados sob condições ambientais adequadas (temperatura 23°C , som e iluminação controlados), com o sujeito em posição ortostática, pés descalços e membros superiores longitudinalmente na posição neutra. A posição dos pés (ângulo de 30° ; e 2 cm entre os maléolos) foi previamente marcada para manter a mesma base de suporte durante os experimentos.

A tarefa consistiu em realizar movimento voluntário unilateral direito (D), esquerdo (E) ou bilateral de flexão de ombro a 90°, posição esta mantida por 7 s. Para tal, avisos sonoros verbalizados em “direito”, “esquerdo” e “ambos”, apresentados aleatoriamente, foram utilizados para informar que o sujeito estaria apto a realizar o movimento indicado quando desejasse. Um total de 150 flexões de ombro foi realizado, distribuídos em cinco blocos de 30 movimentos (10 de cada). Intercalando os blocos, o sujeito descansava sentado em uma poltrona por 3 min. Sinais EEG espontâneos foram coletados previamente as tarefas, estando o sujeito na posição ortostática com olhos abertos durante 5 min.

Durante a tarefa, sinais EEG, EMG e de acelerometria (ACEL) foram coletados simultaneamente utilizando o BrainNet - BNT36 (EMSA, Brasil) e amostrados a 600 Hz (resolução: 16 bits). Para a aquisição dos sinais EEG utilizou-se a touca modelo ECI (Electro-Cap International, Inc., EUA), Sistema Internacional 10/20 (referência média biauricular e aterramento em FPz). Os sinais EEG foram submetidos a filtragem (passa-altas de 1ª ordem em 0,1 Hz, passa-baixas de 2ª ordem em 100 Hz e notch em 60 Hz).

Para os sinais EMG, utilizou-se um par de eletrodos de superfície do tipo adesivo condutivo hidrogel (Kendall TM, EUA) posicionados nos músculos deltóides anteriores direito (DAD) e esquerdo (DAE), conforme estabelecido pelo projeto SENIAM [5]. Além disso, com vistas a identificar o início do movimento, foram utilizados dois acelerômetros tri-axiais (MMA 7361, Freescale, EUA) posicionados no processo estilóide do rádio direito e esquerdo (referência anterior do punho). A Figura 1 ilustra trecho de sinal EEG (derivação C3) adquirido simultaneamente aos sinais de acelerometria (vermelho) e de EMG do músculo DAD (azul) para a tarefa D.

Todo o processamento digital dos sinais foi realizado *off-line* com o *software* Matlab (The MathWorks, EUA).

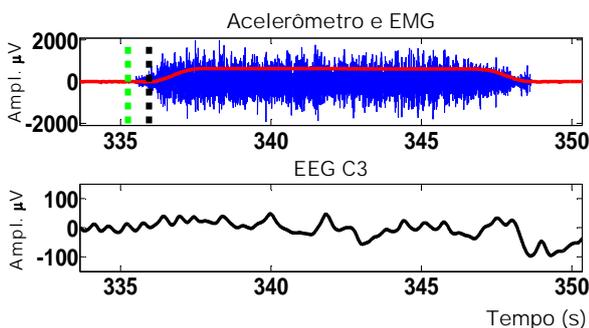


Figura 1: Sinal do acelerômetro (vermelho), EMG (azul) e EEG da derivação C3 (preto) durante movimento de ombro direito. As linhas verticais tracejadas indicam o limiar de detecção do início do movimento para ACEL (preto) e da atividade EMG para LAM (verde).

Processamento dos sinais EMG – Os sinais EMG foram previamente filtrados utilizando-se um passa-altas Butterworth de 4ª ordem (sentido direto e reverso),

com frequência de corte em 40 Hz. Para se obter o limiar de ativação muscular (procedimento denominado LAM), estimou-se a envoltória do EMG de DAD (ou DAE) aplicando-se a técnica Teager-Kaiser Energy operator (TKEO) [6] ao EMG filtrado com um passa-baixas em 5 Hz (Butterworth de 2ª ordem, sentido direto e reverso). A partir desta envoltória, detectou-se o instante de ativação muscular (indicado em tracejado vertical verde na Figura 1) usando como limiar a mediana TKEO.

Processamento dos sinais de acelerometria (ACEL) – Os sinais do eixo das ordenadas do acelerômetro (longitudinal ao antebraço) foram utilizados para detectar o início do movimento de flexão de cada ombro, procedimento denominado de ACEL. Para tal, o sinal deste eixo foi previamente filtrado em 10 Hz (passa-baixas Butterworth de 2ª ordem no sentido direto e reverso) e subtraído de sua linha de base. O instante de início do movimento (indicado em tracejado vertical preto na Figura 1) foi assumido como sendo o ponto (•) de mínimo da primeira inclinação positiva da derivada do sinal de acelerometria (Figura 2).

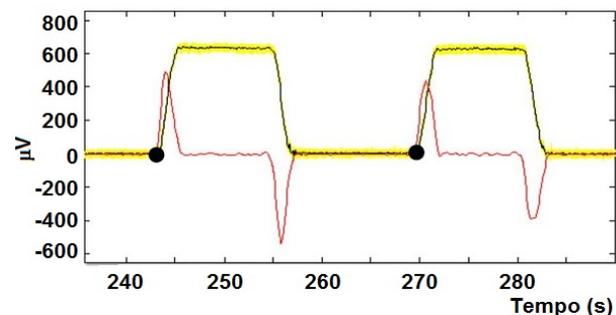


Figura 2: Segmento de sinal do acelerômetro (amarelo) e deste filtrado (preto). O círculo preto (•) indica o ponto de mínimo da primeira inclinação positiva da derivada do sinal de acelerometria (vermelho).

Estimando o Potencial Pré-Motor – Os sinais EEG da derivação C3, para o movimento do ombro direito, ou C4, para o do ombro esquerdo, foi filtrado digitalmente (passa-baixas em 5 Hz, Butterworth de 2ª ordem, sentido direto e reverso) e segmentado em trechos tomando-se como base o sinal de anotação. A seguir, trechos de EEG livres de artefatos [5] foram sincronizados com base nos procedimentos LAM e ACEL. Então, denotando-se o *i*-ésimo trecho durante a tarefa por $y_i[n] = s[n] + r_i[n]$, o potencial pré-motor foi estimado para cada procedimento aplicando-se a média coerente [7]:

$$\hat{s}[n] = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M y_i[n] = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M s[n] + \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M r_i[n] \quad (1)$$

onde o sobrescrito $\hat{}$ denota o estimador de $s[n]$, ou seja, do potencial pré-motor, $r[n]$ é o EEG de fundo e M é o número de épocas de EEG. Quando o número de épocas M tende a infinito, $\hat{s}[n]$ tende a $s[n]$. A mesma técnica

foi empregada para o sinal EEG espontâneo, considerando-se o mesmo número de trechos livres de artefatos.

Para cada uma das estimativas de BP, filtrado com um Butterworth de 2ª ordem, passa-baixas em 2 Hz (sentido direto e reverso), estimou-se a reta de regressão para o intervalo entre o mínimo de BP, compreendido entre -2500 e -700 ms, e o Pico de Monitoramento do Movimento (PMM). Para se obter o atraso temporal do PMM entre a derivação dominante (C3) e a não-dominante (C4) foi calculada a correlação cruzada entre estes padrões. Finalmente, o teste de Wilcoxon pareado ($\alpha=0,05$) foi utilizado para comparar os valores do coeficiente angular da reta de regressão (β) e a amplitude de PMM dos BP obtidos para os dois movimentos unilaterais de ombro e estimados usando-se LAM e ACEL.

Resultados

A média coerente do EEG espontâneo ($M^{\circ}=30$) das derivações C3 e C4, ilustrada na Figura 3a para o voluntário destro #14, oscila em torno do valor nulo (regressão não significativa com r próximo de zero). Durante a tarefa, tanto na sincronização utilizando o procedimento LAM (Figura 3b) quanto o ACEL (Figura 3c), pode-se observar o BP e o PMM em ambas as derivações. Para estes procedimentos, os valores do coeficiente de regressão pouco diferem entre os BPs, embora maior para aquele de C3 (ombro direito: $r=0,95$, para LAM e ACEL) comparado ao de C4 (ombro esquerdo: $r=0,90$ e $r=0,89$, respectivamente para LAM e ACEL). O pico de PMM foi maior para a derivação C3 (LAM: $21,0 \mu\text{V}$; ACEL: $20,1 \mu\text{V}$) do que em C4 (LAM: $15,6 \mu\text{V}$; ACEL: $13,9 \mu\text{V}$).

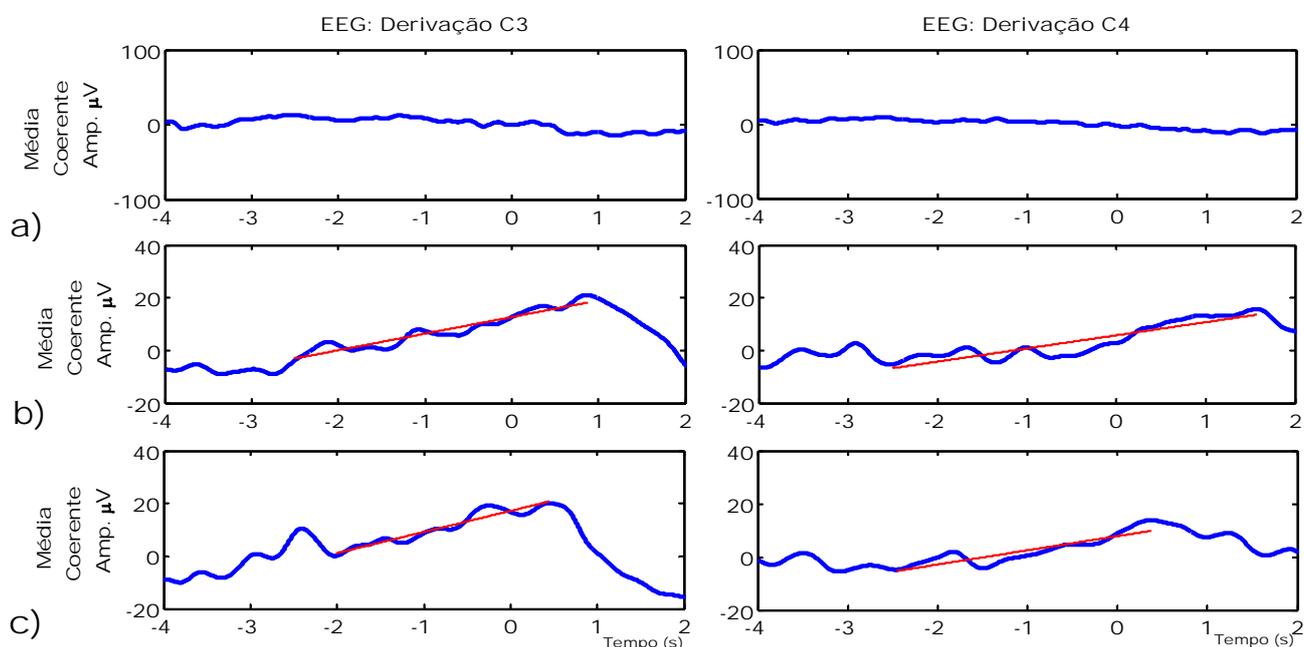


Figura 3: Média coerente ($M_{EMG} = 28$ e $M_{ACEL} = 25$) do EEG de C3 e C4 do voluntário #14 na tarefa de flexão de ombro direito (C3) e esquerdo (C4). **a)** EEG espontâneo (posição ortostática de olhos abertos); **b)** BP sincronizado pelo LAM; **c)** idem pelo ACEL. As linhas vermelhas representam as retas de regressão linear respectivamente para o BP e o pico de monitoramento do movimento.

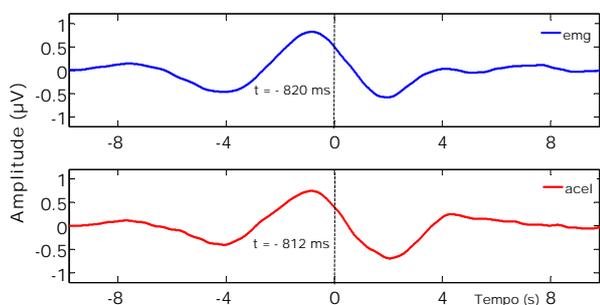


Figura 4: Correlação Cruzada entre os BP das derivações C3 e C4, sincronizadas usando-se os procedimentos LAM (azul) e ACEL (vermelho), para o voluntário destro #14.

Para o mesmo voluntário destro (#14), a correlação cruzada indicou haver um atraso temporal entre o PMM estimado para C4 (não-dominante) em relação a C3 (dominante). A Figura 3 evidencia ser o atraso de 812 ms para o procedimento ACEL e de 820 ms para o LAM. Resultados similares foram encontrados para os demais sujeitos.

A Tabela 1 apresenta os valores médios do coeficiente angular da reta (β) e da amplitude do PMM para a derivação C3 (ombro direito) e C4 (ombro esquerdo), bem como o atraso de PMM entre tais derivações. Para o procedimento LAM, a distribuição dos coeficientes β para C3 difere daquela de C4 (Wilcoxon, $p < 0,05$; Figura 4). Por outro lado, não há diferença significativa ($p > 0,61$) entre as distribuições

da amplitude de PMM de C3 em relação a C4. Entretanto, o PMM da derivação não-dominante (C4) encontra-se atrasado em cerca de 152 ms daquele da dominante (C3). Para o procedimento ACEL, embora os valores médios de β e de PMM sejam maiores para C3, a aplicação do teste de Wilcoxon indicou não haver diferença significativa ($p > 0,38$) entre as distribuições de cada um destes parâmetros (Figura 5). Além disso, o PMM da derivação não-dominante (C4) também está atrasado em relação ao dominante (C3), porém em cerca de 63 ms.

Tabela 1: Média e desvio padrão dos coeficientes angular da reta (β), pico de PMM (μV) e atraso entre C3 e C4 (ms).

Procedimento		Derivação EEG		Atraso C3 x C4
		C3	C4	
LAM	β	$7,8 \pm 4,2$	$6,1 \pm 3,0$	-152 ± 812
	PMM	$19,7 \pm 12,1$	$21,4 \pm 12,7$	
ACEL	β	$10,9 \pm 9,5$	$6,2 \pm 3,1$	-63 ± 893
	PMM	$25,3 \pm 18,0$	$21,5 \pm 11,3$	

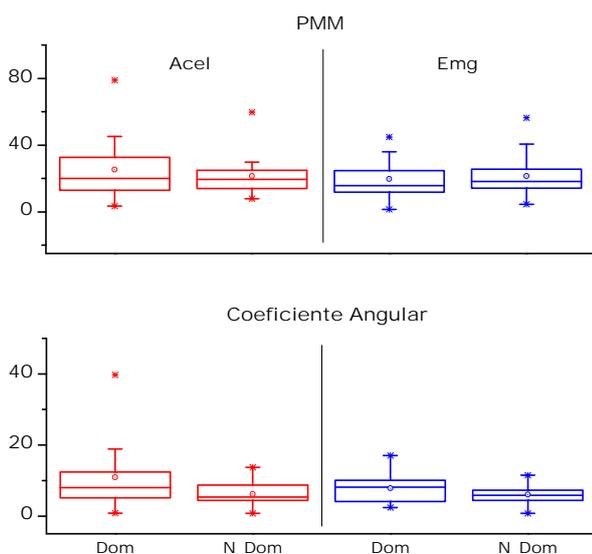


Figura 5: Distribuição das amostras do PMM e Coeficiente angular da reta.

Discussão

A estimativa da média coerente do sinal EEG das derivações C3 (ombro direito) e C4 (ombro esquerdo) sincronizada pelos dois procedimentos LAM e ACEL evidenciou o BP. Tal potencial pré-motor, iniciado cerca de 2 s antes do movimento voluntário, apresentou morfologia similar às descritas por [1-3], embora esses autores tenham utilizado somente o sinal EMG na sincronização dos eventos.

Independente dos procedimentos adotados e derivação, os valores de coeficiente de regressão (r variando entre 0,11 a 0,99) diferem significativamente ($p \ll 0,001$) daqueles do EEG espontâneo (r em torno

do valor nulo). Tais achados indicam haver um potencial cortical lento relacionado ao planejamento da tarefa voluntária, também observado por Ribeiro [4], porém para tarefa bilateral de levantar-se de uma cadeira.

Para o BP estimado utilizando-se o procedimento LAM, o coeficiente angular (β) da reta de regressão de C3 (dominante) diferiu daquele de C4 (não-dominante), resultado este não observado no ACEL. Isto se deve, provavelmente, ao fato de o limiar de detecção obtido pela envoltória do EMG depender da variabilidade inerente à pré-ativação ou relaxamento da musculatura envolvida [6]. Por outro lado, a informação do acelerômetro detectou, com menor variabilidade, o início do movimento, conforme sugerido por Yoshida [1]. Embora estes autores tenham feito uso de acelerômetro na avaliação do desempenho da tarefa, o sinal deste não foi utilizado para estimar o BP.

Na tarefa aqui estudada, o sujeito sustentou o braço a 90° por aproximadamente 7 s antes de retornar a posição de repouso. O potencial de monitoramento do movimento (PMM) ocorreu próximo de 1 s, com pico em torno de $20 \mu\text{V}$. Tal achado é similar ao relatado por Yoshida *et al.* [1] para sujeitos destros, porém tendo sido investigado somente o movimento de flexão de ombro direito, com sustentação de 3 s. Estes autores também observaram PMM (pico entre 15 e $20 \mu\text{V}$) ocorrendo próximo de 1 s. Entretanto, Jankelowitz e Colebatch [2], ao investigar o BP para movimento de abdução de ombro direito, reportaram PMM em torno de $6 \mu\text{V}$ ocorrendo em cerca de 250 ms, possivelmente por utilizarem movimento contínuo, sem sustentação.

Tanto no procedimento LAM quanto no ACEL, não houve diferença estatística (Wilcoxon, $p > 0,46$) do máximo de PMM entre C3 (ombro direito) e C4 (ombro esquerdo). Entretanto, a correlação cruzada evidenciou o atraso deste pico para C4 em relação àquele para C3, indicando que o sujeito leva mais tempo para ação motora com o membro não-dominante. Segundo Shibasaki e Hallett [3], o BP de movimento unilateral tende a ativar, inicialmente, a área motora suplementar de ambos os hemisférios cerebrais para, posteriormente, ativar a área pré-motora contralateral ao movimento. Neste contexto, o menor tempo de planejamento motor está relacionado à dominância cortical e, portanto, à habilidade em executar a tarefa com o membro dominante. Assim, tais achados refletem a lateralidade destra dos sujeitos deste estudo.

Conclusão

A estimativa do BP para o movimento voluntário unilateral de flexão de ombro com sustentação a 90° evidenciou o planejamento cortical correspondente a área pré-motora contralateral ao movimento. Além disso, o potencial de monitoramento de movimento (PMM) refletiu a lateralidade dos sujeitos destros da casuística em estudo, confirmando, assim, a influência da dominância cortical no potencial pré-motor de tarefas voluntárias unilaterais.

Agradecimentos

Às agências de fomento CAPES, CNPq e FAPERJ pelo apoio financeiro.

Referências

- [1] Yoshida S, Nakazawa K, Shimizu E, Shimoyama I. Anticipatory postural adjustment modify the movement-related potential of upper extremity voluntary movement. *Gait and Posture*. 2008; 27: 97-102.
- [2] Jankelowitz SK, Colebatch, JG. Movement-related potentials associated with self-paced, cued and imagined arm movements. *Experimental Brain Research*. 2002; 147: 98-107.
- [3] Shibasaki H, Hallett M. What is Bereitschaftspotential? *Clinical Neurophysiology*. 2006; 117: 2341-2356.
- [4] Ribeiro TC, Da_Silva PJG, Cagy M, Infantosi AFC. Determinação do Potencial pré-motor cortical utilizando a plataforma de força e o sinal EMG. Em: *Anais do XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*; 2012 Out 02-05; Porto de Galinhas, Brasil. 2012. p. 1933-37.
- [5] Freriks B, Hermens HJ, Disselhorst-Klug C, Rau G. The recommendations for sensors and sensor placement procedures for surface electromyography. Em: H.J. Hermens, B. Freriks, R. Merletti, D. Stegeman, J. Blok, G. Rau, C. Disselhorst-Klug, G. Hägg editores. *Seniam 8*. Enschede: Roessingh Research and Development; 1999. p. 13-54.
- [6] Sibeles, B.S.S. Detecção de início de ativação muscular no eletromiograma com o operador Teager-Kaiser [dissertação]. Rio de Janeiro: Universidade Federal do Rio de Janeiro; 2011.