

Análise experimental na captação sincronizada de Eletromiografia de Superfície e Eletroencefalografia para o estabelecimento de padrões da fala

Juliet Sánchez Galego, Omar Valle Casas, Alexandre Balbinot, *Membro, IEEE*

Laboratório de Instrumentação Eletro-Eletrônica (IEE)

Universidade Federal de Rio Grande do Sul (UFRGS)

Porto Alegre, RS, Brasil

{juliet.galego, omar.casas, alexandre.balbinot}@ufrgs.br

Resumo — Sistemas para assistência de pessoas com sequelas de Acidente Vascular Cerebral (AVC) como, por exemplo, a Disartria apresenta interesse crescente devido ao aumento da parcela da população com esses distúrbios. Este trabalho propõe a aquisição e o processamento dos biosinais de Eletromiografia Superficial (sEMG) e de Eletroencefalografia (EEG) sincronizado com um arquivo de áudio com determinados comandos verbais. O objetivo principal é caracterizar esses biosinais para o futuro estabelecimento de padrões ligados à fala. Foi projetado um experimento fatorial que apresentou resultados significativos para todos os fatores com $p < 0,001$. Os resultados mostraram que os sinais dos eletrodos de EEG: AF3, F3, F4 e AF4, foram os mais significativos quando interagindo com Paradigmas e sEMG. A maior ativação nos sinais de sEMG foi para a execução do Paradigma Direita.

Palavras Chaves — *Eletromiografia; Eletroencefalografia; Tecnologia Assistiva; Correlação.*

I. INTRODUÇÃO

Os movimentos do corpo envolvem rotinas neurais associadas ao conjunto de padrões musculares [1]. Pessoas com deficiências psicomotoras e da fala, como a Disartria pós AVC apresentam limitações significativas em sua autonomia. A Disartria é definida como uma dificuldade motora, causada por danos neurológicos, sendo caracterizados pela fala lenta, imprecisa e/ou movimentos descoordenados da musculatura da fala [2]. O AVC é a terceira causa de morte no mundo, segundo dados da Organização Mundial de Saúde; estando associado a uma das causas mais comum de mortes e de deficiências motoras e cognitivas em adultos [3]. Estudos nesta área apresentam justificativas tanto do ponto de vista social como econômico, pois pretendem incluir novamente este paciente na sociedade. Em função disso, estudos envolvendo o uso de biosinais apresentam importância, pois tem como alvo o desenvolvimento de sistemas de tecnologia assistiva para incluir este tipo de paciente.

A atividade cognitiva responsável pela realização de uma tarefa motora, seja de imaginação de movimento de um membro ou o movimento físico do mesmo, ocorre no córtex frontal e parietal [4]. Sinais de sEMG da face mapeiam cinco comandos de controle para conduzir uma cadeira de rodas

simulada, mediante método matemático de Máquina de Vetores de Suporte (SVM: do Inglês *Support Vector Machine*) segundo trabalhos realizados nos anos 2010 e 2011 [5, 6]. Outro estudo investigou a atividade de sEMG dos músculos não laríngeos no pescoço, utilizando os sinais de sEMG para classificar diferentes tons lexicais do cantonês, mediante processamento e segmentação do sinal. Palavras do cantonês com tons de alta frequência podem ser distinguidos daqueles com tons de baixa frequência com base nos sinais de sEMG [7]. Estudos comparativos do uso da Análise de Discriminante Linear (LDA: do Inglês *Linear Discriminant Analysis*) e o Classificador Bayesiano (NB: do Inglês *Naives Bayes*) para descrever tanto o movimento direito, como esquerdo da mão através de sinais de EEG, desenvolveram-se obtendo taxas de acerto de até 70% [8]. Além destes trabalhos tem sido estudados os dados dos sinais de EEG e sEMG, os quais são transformados em informação multidimensional usando transformada *Wavelet* contínua. As características extraídas são alimentadas nos classificadores de reconhecimento de padrões, K Vizinho mais Próximo (KNN: do Inglês *K-Nearest Neighbor*), LDA e SVM; também uma comparação é feita na análise de EEG, de EMG e ambos os sinais juntos [9].

O movimento mandibular é um processo complexo que envolve o sistema muscular do rosto, o trato vocal e o Sistema Nervoso Central (SNC), relacionando-se à conformação das estruturas e amplitude dos movimentos desenvolvidos para viabilizar as diversas posturas articulatórias próprias de cada som [10]. A Disartria pós AVC representa um fator negativo para o desenvolvimento motor nos pacientes que apresentam esta doença.

A obtenção de novos padrões para a classificação em sinais de sEMG e EEG em pacientes com esse tipo de afetações torna-se complexa devido a restringida mobilidade dos mesmos. Portanto, o uso de sinais musculares da face, sincronizados com os sinais cerebrais nestes pacientes, pode ser empregado como entrada para um sistema de classificação de dados e sua saída controlarem dispositivos ou permitir a melhora da comunicação, ou seja, o entendimento do que este paciente deseja relatar verbalmente.

II. MATERIAIS E MÉTODOS

A. Equipamento utilizado

São utilizados o EEG Emotiv (EPOC, 14 canais), o EMG 830C (oito canais), Placa A/D NI-USB-6289 (32 canais), Eletrodos para sEMG e microfone comercial. Os sinais de sEMG são captados pelos eletrodos posicionados nos músculos da face: Masseter, Zigomático maior, Depressor do lábio inferior, Depressor do ângulo da boca e Platisma assim como apresentados na Fig. 1. Os sinais de EEG são captados pelos eletrodos posicionados no escalpo de acordo com o Sistema Internacional 10-20 e enviados via Bluetooth à porta USB do computador.

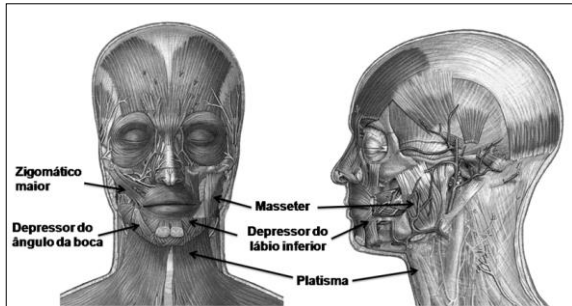


Fig. 1. Músculos da face usados na captação do sinal de sEMG (Adaptado de ADAM, 1997).

Os sinais de EEG, sEMG e Áudio são transmitidos ao computador para seu sincronismo e processamento.

B. Procedimentos para realização dos ensaios

Foram realizados ensaios com voluntários saudáveis, no Laboratório de Instrumentação Eletro-Eletrônica (IEE). O consentimento informado foi obtido dos voluntários segundo Projeto com identificação: “Desenvolvimento de modelos matemáticos baseados em inteligência computacional para a caracterização de biosinais captados através de eletromiografia e eletroencefalografia para controle ou caracterização de dispositivos”, aprovado pelo Comitê de Ética da UFRGS com número 11253312.8.0000.5347. Os ensaios foram realizados com uma amostra de três indivíduos nas faixas etárias de $30,66 \pm 2,31$ anos. A colocação dos eletrodos e o microfone são realizados como mostra a Fig. 2.



Fig. 2. Fotografia com a colocação dos eletrodos de sEMG no rosto, touca de EEG e microfone para o Áudio.

O sujeito escuta uma gravação que marca a execução dos padrões. O sujeito tem que falar e pensar em realizar o movimento do corpo segundo o padrão, com três repetições para cada padrão, em um intervalo de 10 segundos entre cada repetição. Os comandos verbais são dados com as seguintes instruções:

- Direita
- Esquerda
- Para Atrás
- Para Frente

Os dados das medições feitas são gravados em três arquivos para cada ensaio realizado, contendo um arquivo de sEMG com 7 canais com Taxa de amostragem $F_a = 2000$ Hz, de EEG com 14 canais com $F_a = 128$ Hz e de Áudio com 2 canais com $F_a = 8000$ Hz.

C. Processamento dos Dados

Logo de ter os arquivos com duração de 40 segundos cada um, é realizada uma filtragem passa banda (Aproximação Butterworth) no domínio da frequência, tendo em conta as faixas de frequência de cada sinal para sua maior concentração de energia e o caso de estudo, por exemplo, a fala (sEMG: 10 – 150 Hz, EEG: 4 – 30 Hz). No mesmo pré-processamento é realizada a normalização dos sinais para poder processá-los como equivalente na análise de correlação, assim como é apresentado na Fig. 3.

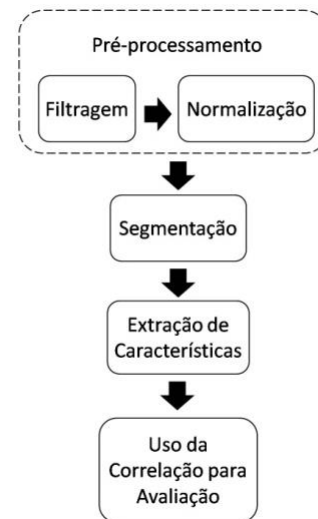


Fig. 3. Diagrama em blocos para processamento dos sinais na preparação para a classificação.

Depois do pré-processamento devido a que os sinais foram sincronizados no momento da aquisição, realiza-se a segmentação dos mesmos tendo como referência o sinal de Áudio. Os picos no sinal de áudio permitem escolher uma janela de tempo (± 5 s) para realizar a segmentação do sEMG e o EEG, como mostra a Fig. 4 onde se observa a sincronização dos três sinais no tempo.

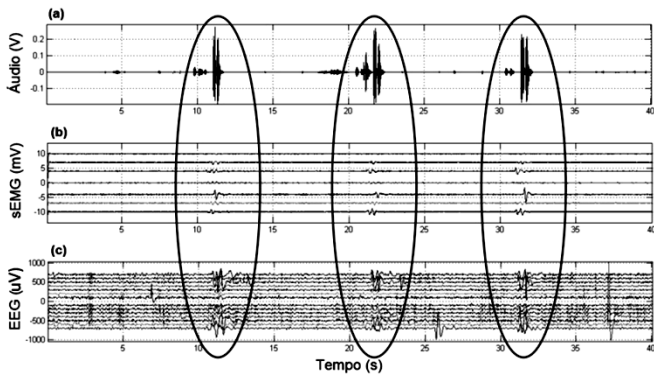


Fig. 4. Gráficos dos sinais captados sincronizados (Paradigma “Para frente”, falado), (a) Sinal de Áudio, (b) Sinal de sEMG, (c) Sinal de EEG (Gerado em MatLab). Nos gráficos (b) e (c), os canais dos sinais foram deslocados para permitir a visualização.

Os intervalos de interesse das três repetições do Paradigma representado na Fig. 4 são destacados com elipses, indicando a sincronização. Partindo da hipótese de que quando um Paradigma é falado alguns músculos da face são ativados assim como áreas correspondentes ao movimento no córtex motor, se pode empregar o coeficiente de correlação cruzada entre x e y , entre os segmentos dos sinais com maior energia. Combinações de canais de sEMG com canais de EEG com maior correlação permitem determinar as ativações destes sinais quando é apresentado um determinado comando verbal ao sujeito. A correlação é calculada segundo (1).

$$\rho_{xy} = \frac{r_{xy}}{\sqrt{r_{xx} \times r_{yy}}} \quad (1)$$

Sendo ρ_{xy} o coeficiente de correlação cruzada e r_{xy} , r_{xx} , r_{yy} , as relações entre os sinais. Para obter a correlação são usados os três segmentos extraídos com a ajuda do sinal de referência (Áudio). Os intervalos de tempo determinados são usados para segmentar os sinais de sEMG e EEG para ser calculada a sua correlação.

III. RESULTADOS EXPERIMENTAIS

Utilizando a correlação cruzada como variável de resposta, se pode projetar um desenho de experimento fatorial. Os fatores escolhidos são: Paradigma (A), Sujeito (B), Sinal de EEG (C) e Sinal de sEMG (D). Os níveis que apresentam os fatores são: quatro para fator A (A1 – Direita, A2 – Esquerda, A3 – Para Frente, A4 – Para Atrás), três para fator B (B1, B2 e B3 para os três sujeitos), 14 para o fator C (C01 – AF3, C02 – F7, C03 – F3, C04 – FC5, C05 – T7, C06 – P7, C07 – O1, C08 – O2, C09 – P8, C10 – T8, C11 – FC6, C12 – F4, C13 – F8, C14 – AF4) e 7 para o fator D (D1 – Masseter direito, D2 – Zigomático maior direito, D3 – Depressores direitos, D4 – Platisma, D5 – Masseter esquerdo, D6 – Zigomático maior esquerdo, D7 – Depressores esquerdos). Foram realizadas duas repetições para cada sujeito ($n = 2$). Foi corroborado que os dados obtidos seguem uma distribuição normal e são independentes, mediante a construção do histograma da Fig. 5(a). Semelhança do gráfico para comportamento normal como mostra a Fig. 5(b) é considerado

suficiente como premissa para realizar uma Análise de Variância (ANOVA).

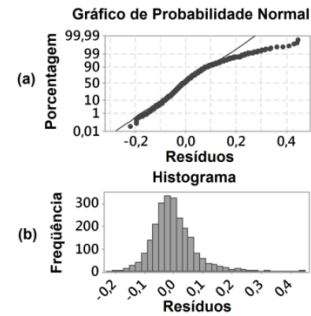


Fig. 5. Gráficos de Resíduos dos dados obtidos (Gerado em MiniTab).

Depois de realizado o ANOVA para os quatro fatores, estes resultaram significativos com $p < 0,001$, provando a variabilidade entre os fatores. As interações entre eles também foram significativas como é apresentado na Fig. 6, 7, 8 e 9, pois as curvas são cruzadas.

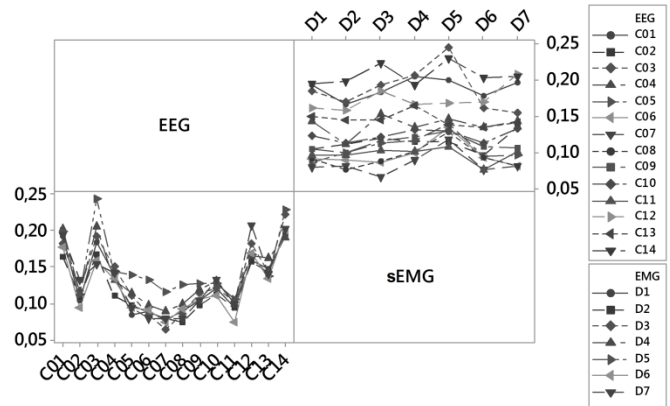


Fig. 6. Gráfico de Interações entre os sinais EEG e sEMG (Gerado em MiniTab).

Na Fig. 6 se destacam os canais de EEG C01, C03, C12 e C14 com correlações superiores a 0,15 para todas as combinações com sinais musculares, o qual pode indicar uma propagação do sinal de sEMG por estar mais perto destes eletrodos de EEG. Todos os sinais de EEG são cruzados mostrando a interação e a ativação de sEMG para todos os canais é equilibrada.

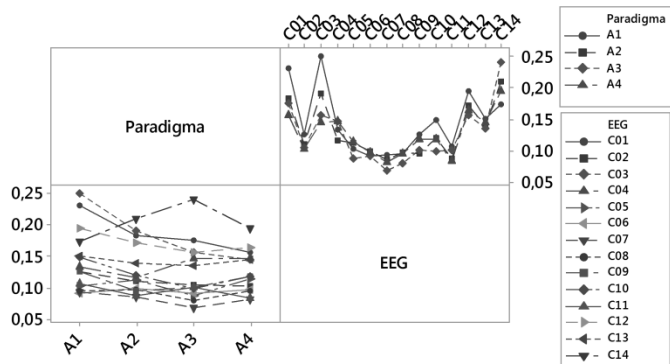


Fig. 7. Gráfico de Interações entre os Paradigmas e o sinal de EEG (Gerado em MiniTab).

No gráfico da Fig. 7, os quatro Paradigmas seguem um comportamento semelhante ao interatuar com o sinal de EEG, destacando-se os maiores valores da variável de resposta para C01, C03, C12 e C14. Coincidem também para o canal C01e C03 os maiores valores para o Paradigma A1.

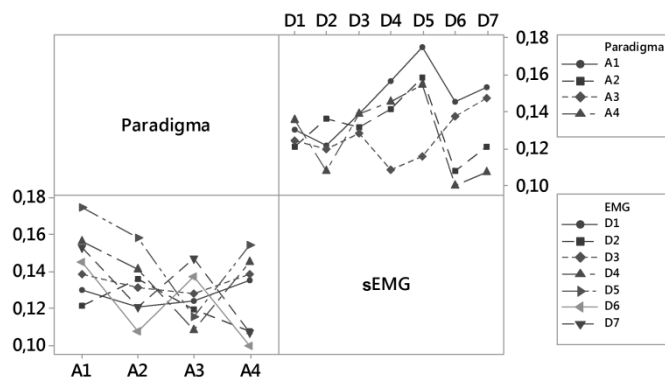


Fig. 8. Gráfico de Interações entre os Paradigmas e o sinal de sEMG (Gerado em MiniTab).

Segundo a Fig. 8, pares de níveis do fator sEMG tem comportamentos semelhantes exceto o D4, o qual pode significar que os músculos bilaterais estudados mantém sua simetria e muda em dependência do Paradigma.

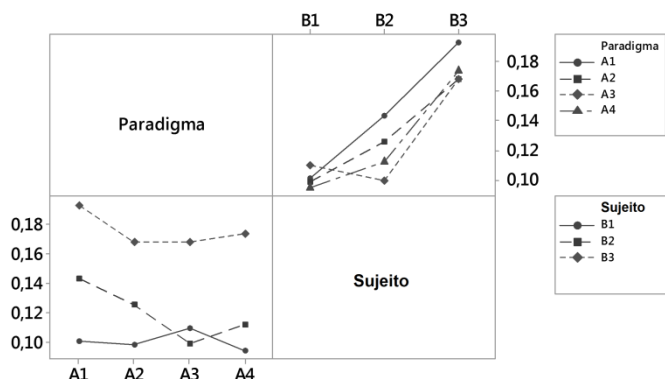


Fig. 9. Gráfico de Interações entre os Paradigmas e Sujeitos (Gerado em MiniTab).

Analisando os resultados obtidos observa-se que os fatores Paradigma e Sujeitos são significativos para sua interação, como mostra a Fig. 9 com os cruzamentos das curvas, não acontecendo assim com o Sujeito B3, que apresenta mudanças paralelas ao Sujeito B2. A correlação dos Paradigmas aumenta segundo os sujeitos, sendo maior para B3, meio para B2 e menor para B3.

IV. CONCLUSÕES

Este trabalho visa avaliar a captação do sEMG dos músculos da face sincronizados com os sinais de EEG frente aos paradigmas testados. Na tentativa, foi desenvolvida uma nova interface para aquisição dos sinais via MatLab. Foram desenvolvidas as rotinas para a extração do coeficiente de correlação entre o EEG e o sEMG, visando sua avaliação frente aos fatores. Para este foi projetado um experimento fatorial que

apresentou resultado significativo para todos os fatores. Os resultados mostraram que os sinais dos eletrodos de EEG: AF3, F3, F4 e AF4, foram os mais significativos quando interagindo com Paradigmas e sEMG, posições que por estar mais perto da face podem ser influenciadas pelos artefatos dos movimentos de estudo. O comportamento dos sinais de sEMG da face mostraram sua simetria para músculos bilaterais, tendo a maior ativação para a execução do Paradigma Direita (A1). Recomendam-se ainda ensaios com um número de amostra maior para estudar as diferenças significativas entre os resultados de um sujeito a outro e a remoção da influência do sEMG no EEG.

AGRADECIMENTOS

Este trabalho foi apoiado pelo Projeto: Sensores inerciais inteligentes e Eletromiografia: técnicas de fusão e inteligência computacional para a caracterização do movimento do segmento mão-braço submetido à MCTI/CNPQ/Universal 14/2014.

REFERÊNCIAS

- [1] A. C. Guyton e J. E. Hall. "Controle Cortical e do Tronco Cerebral sobre a Função Motora. Córtex Cerebral, Funções Intelectuais do Cérebro, Aprendizado e Memória". In: A. C. Guyton e J. E. Hall, Tratado de Fisiologia Médica. 11ª Ed. Guyton and Hall. Tradução 11ª Edição. Jackson: Mississippi, 2006. cap. 55, p. 685-689. cap. 57, p. 714-725.
- [2] J. Yano, C. Shirahige, K. Oki, N. Oisaka, I. Kumakura, A. Tsubahara, e S. Minagi. "Effect of visual biofeedback of posterior tongue movement on articulation rehabilitation in dysarthria patients". Journal of oral rehabilitation, 2015.
- [3] M. A. Neagoe. "Cerebrovascular Accidents-public Health Issue". Acta Medica Transilvanica, vol. 18, no. 3, 2013.
- [4] B. A. Benevides, F. T. Bastos, J. C. Garcia, e J. L. Martín. "Classificação de Tarefas Mentais em Tempo Real para Aplicação de Controle de Dispositivos Robóticos". In: XVIII Congresso Brasileiro de Automática. 2010, Bonito, Mato Grosso do Sul. p. 2283-2289.
- [5] L. Wei, e H. Hu. "EMG and visual based HMI for hands-free control of an intelligent wheelchair". In 2010 8th World Congress on Intelligent Control and Automation (WCICA), pp. 1027-1032, July 2010.
- [6] L. Wei, e H. Hu. "A multi-modal human machine interface for controlling an intelligent wheelchair using face movements". In 2011 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO), pp. 2850-2855, December 2011.
- [7] S. Yu, T. Lee, e M. L. Ng. "Surface Electromyographic Activity of Non-laryngeal Neck Muscles in Cantonese Tone Production". In 2014 9th International Symposium on Chinese Spoken Language Processing (ISCSLP), pp. 304-307, September 2014.
- [8] J. Machado, e A. Balbinot. "Executed Movement Using EEG Signals through a Naive Bayes Classifier". Micromachines, 5(4), 1082-1105. 2014.
- [9] Y. Song, Y. Du, X. Wu, X. Chen, e P. Xie. "A synchronous and multi-domain feature extraction method of EEG and sEMG in power-assist rehabilitation robot". In 2014 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), (pp. 4940-4945). May 2014.
- [10] M. C. Ben, A. S. Francis. "Auditory System". In: Joseph D. Bronzino. The Biomedical Engineering Handbook. 2nd ed. Boca Raton: Florida, 2000. cap. 5, 82-94.