

## PLATAFORMA MULTIMODAL PARA CONTROLE DE DISPOSITIVOS DE REABILITAÇÃO DE MEMBROS INFERIORES

D. Soprani\*, T. Botelho\*, C. Rodrigues\*\*, A. Frizzera\*\*, A. Ferreira\*\* e E. Rocon\*\*\*

\*Coord. de Eletrotécnica, Instituto Federal do Espírito Santo, São Mateus, Brasil

\*\*Dept. de Eng. Elétrica, Universidade Federal do Espírito Santo, Vitória, Brasil

\*\*\*Grupo de Bioengenharia, Consejo Superior de Investigaciones Científicas, A. del Rey, Espanha  
e-mail: douglassoprani@ifes.edu.br

**Resumo:** Pacientes com deficiência motora podem se beneficiar da reabilitação robótica, uma vez que esta pode prover mais controle e precisão nas estratégias de treinamento e terapias. Os sistemas de controle utilizados nos dispositivos de reabilitação robótica são capazes de estimar a intenção de movimento do usuário. O objetivo é distinguir movimentos intencionais de movimentos indesejados e aperfeiçoar a ação de controle. Plataformas que utilizam associação de sinais são aplicadas no controle de dispositivos utilizados em reabilitação robótica. Exoesqueletos ou órteses robóticas podem utilizar dados fisiológicos, como eletroencefalografia (EEG) e eletromiografia (EMG), para detectar a intenção de movimento. Nesse artigo é apresentada uma interface multimodal que processa sinais de EEG, EMG e sinais de sensores inerciais (IMU) com o objetivo de detectar a intenção de movimento, a ativação muscular e o início efetivo do deslocamento do membro. Experimentos foram conduzidos com sujeitos saudáveis realizando tarefas motoras de membros inferiores. Um protocolo experimental de testes também é proposto. Os resultados obtidos mostraram que a interface é capaz de adquirir de forma síncrona e processar os sinais. A interface proposta foi capaz de identificar a intenção de movimento em 76,0±18,2% dos movimentos. A maior média de tempo de antecipação do movimento, por sujeito, foi obtida através da análise do EEG e foi de 0,825s, o mesmo, levando-se em conta apenas o EMG, foi de 0.109s.

**Palavras-chave:** Eletroencefalografia, Eletromiografia, Sensores Inerciais, Interface Multimodal, Robótica de Reabilitação.

**Abstract:** Patients with some sort of motor disability may benefit from robotic rehabilitation since it can provide more control and accuracy of training modes. Assistive devices, like exoskeletons or orthoses, can make use of physiological data, as electromyography (EMG) and electroencephalography (EEG), in order to detect the movement intention. In this work, we present a multimodal interface which integrates EEG, EMG and inertial sensors (IMU) signals. Experiments were conducted with healthy subjects performing lower limb motor tasks. The aim is to analyze the movement intention (EEG signal), the muscle activation (EMG signal) and the limb motion onset (IMU signal). An

*experimental protocol is proposed. The results obtained showed that the system is capable to acquire, synchronize and identify the movement intention, the muscle activation and the limb motion onset. The movement intention was identified in 76.0±18.2% of the movements. The longest period of movement anticipation, per subject, was obtained through the analysis of EEG and it was 0.825s, the same, taking into account only the EMG, it was 0.109s.*

**Keywords:** Electroencephalography, Electromyography Inertial Sensors, Multimodal Interfaces, Robotic Rehabilitation.

### Introdução

O número de pessoas que apresentam alguma deficiência em membros inferiores, devido a diversos fatores como AVC ou lesões na medula espinhal, vem crescendo muito [1]. Essas deficiências podem levar a problemas secundários como a dependência de cadeira de rodas, osteoporose e, por exemplo, escaras. Tais problemas levam à diminuição da qualidade de vida por interferirem diretamente na realização de tarefas cotidianas. Visando recuperar ou melhorar as funções dos membros inferiores, diferentes programas de reabilitação são realizados. Convencionalmente, estes programas dependem muito da experiência e da manipulação manual do terapeuta.

Robôs foram introduzidos na área de reabilitação como uma potencial ferramenta para terapias. Eles podem auxiliar terapeutas a realizar movimentos repetitivos durante a reabilitação e auxiliar pacientes em tarefas cotidianas como andar ou pegar objetos, desempenhando, por exemplo, uma compensação funcional. Próteses ou órteses podem ser projetadas adaptando seu controle de acordo com a intenção do paciente [2]. Essa interação pode reduzir o impacto que a adaptação à tecnologia assistiva pode causar ao paciente [3].

Tais dispositivos podem utilizar dados fisiológicos do paciente para detectar intenções de movimento. A detecção de intenção de movimento baseada na análise de EEG pode, por exemplo, ser confirmada pela detecção da atividade muscular no sinal de EMG e, então, a identificação do deslocamento efetivo do membro pode corroborar as detecções anteriores. A

combinação desses dados forma um sistema multimodal.

A possibilidade de identificar um movimento voluntário desde seu planejamento até sua execução melhora a confiabilidade desses dispositivos. Esta abordagem foi implementada em diferentes estudos.

Novak et al. mostraram que diferentes sensores devem ser combinados para diferentes situações, por exemplo, para planejamento de movimento, início de movimento ou sua execução, pode-se usar EMG, EEG, EOG, análise de movimento, entre outros [4]. Gallego et al. propuseram uma compensação funcional para tremores em membros superiores com um robô vestível que utiliza dados de EEG, EMG e IMU para realizar estimulação elétrica funcional dos músculos [5]. Kirchner et al. mostraram, através de uma análise *off-line*, que a combinação de eletroencefalografia e eletromiografia pode ser usada na predição do movimento e no melhoramento da adaptabilidade de dispositivos assistivos [2].

Neste estudo é proposta uma interface multimodal para sincronia e análise de sinais de EEG, EMG e sinais provenientes de sensores inerciais (IMU). O objetivo atual é fazer uma análise *off-line* e identificar a intenção de movimento, a ativação muscular e o movimento efetivo de membros inferiores através dos sinais de EEG, EMG e IMU, respectivamente. Um protocolo experimental, que envolve a colocação dos sensores, é também apresentado. Os experimentos foram realizados em sujeitos saudáveis. A interface proposta será utilizada no desenvolvimento de sistemas de controle para uma órtese ativa cujo objetivo é o desenvolvimento novas estratégias de reabilitação.

## Materiais e métodos

O equipamento utilizado para adquirir os dados de EEG e EMG foi o BrainNet<sup>®</sup> BNT-36 (Lynx Eletrônica, Brasil). Os sinais de EEG foram adquiridos utilizando o padrão internacional 10-20. As posições utilizadas foram: Fp1, Fp2, F7, F3, Fz, F4, F8, C3, Cz, C4, Pz.

Um canal bipolar foi utilizado para adquirir o sinal de eletromiografia de superfície (sEMG). Eletrodos passivos de Ag/AgCl com gel foram posicionados na coxa direita do sujeito, de acordo com [6], no músculo reto femoral, como pode ser visto na Figura 1.

Os sensores inerciais utilizados foram do sistema Tech MCS<sup>®</sup> (Technaid, Espanha). Este sistema fornece orientação espacial dos sensores em tempo real. Dois sensores foram utilizados nos experimentos.

Um *software* que integra os sistemas citados foi desenvolvido. Os dados adquiridos foram sincronizados, salvos em um computador e processados de forma *off-line*. A frequência de amostragem do BrainNet<sup>®</sup> BTN-36 foi configurada para 600Hz, a máxima disponível. A frequência de amostragem do sistema de sensores inerciais foi configurada para 50Hz, valor compatível com os movimentos da perna executados nos experimentos. O processamento de dados foi feito via um programa desenvolvido em MATLAB<sup>®</sup>.

**Protocolo experimental** – Quatro indivíduos do sexo feminino e um do sexo masculino, destros e com idades entre 22 e 24 anos realizaram os experimentos. Durante a sessão experimental os sujeitos estavam confortavelmente sentados com as mãos relaxadas sobre as pernas e com os pés suspensos, sem tocar o chão. O ângulo suposto no início do experimento entre a coxa e a perna foi de 90°. A calibração do sistema inercial ocorre nessa posição. Um sinal sonoro indica o final da calibração e o início do experimento. Após aproximadamente 10 segundos, outro sinal sonoro indica que o sujeito pode realizar, no momento em que desejar, o movimento de extensão e flexão do joelho, utilizando ambas as pernas, desde a posição inicial até a máxima extensão. A Figura 1 ilustra um sujeito realizando o experimento.



Figura 1: Usuário vestindo os sensores durante uma sessão de experimentos.

Os sensores inerciais foram posicionados na coxa e na panturrilha direitas do sujeito (Figura 1). O protocolo de posicionamento não requer uma localização específica ou qualquer alinhamento na colocação dos sensores. O alinhamento entre os sensores é realizado virtualmente no processamento dos dados. Assumiu-se que a coxa permaneceu imóvel e houve somente o movimento da panturrilha durante a tarefa.

O examinador do experimento solicita que o sujeito realize o movimento normalmente e que mantenha os olhos abertos, evitando piscar e engolir. Cada experimento foi composto por 30 repetições de extensão e flexão dos joelhos e cada repetição dura, aproximadamente, 30 segundos.

Ressalta-se que este trabalho tem aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Espírito Santo através do projeto de pesquisa 214/10.

## Processamento dos sinais

**Processamento do sinal de EEG** – O sinal de EEG foi utilizado para estimar a intenção de movimento do sujeito. A característica de Dessincronização Relacionada ao Evento (ERD) na banda  $\mu$ , descrita em [7], foi utilizada. Como pré-processamento, o sinal de EEG passou por uma filtragem espacial e uma

separação linear de fontes, proposta em [9]. Um classificador Bayesiano, alimentado por valores de densidade espectral de potência em frequências específicas obtidas na fase de treinamento, foi utilizado para classificar intenções de movimento. Na fase de treinamento deste classificador, são analisadas as frequências em que há maior ERD para os canais C3, Cz e C4. A moda dessas frequências é utilizada na fase de classificação. Uma validação cruzada utilizando o método *leave-one-out* foi realizada entre as *trials* para cada sujeito.

**Processamento do sinal de EMG** – O sinal de EMG foi utilizado para aferir a ativação muscular do sujeito durante o experimento. O sinal foi pré-processado com filtro de variância [3,9]. Um classificador limiar, baseado na média e no desvio padrão obtidos antes do movimento, determina o início da ativação muscular. Uma validação cruzada similar à utilizada no EEG foi implementada para treinamento e teste.

**Processamento do sinal das IMUs** – O sinal das IMUs foi utilizado para identificar o início efetivo do movimento e medir os ângulos do joelho ao longo do experimento. As três rotações do que ocorrem no joelho são: flexão/extensão, abdução/adução e rotação interna/externa [10]. No momento de calibração do sistema inercial, considerou-se não haver rotação ou adução/abdução e o ângulo de flexão entre a coxa e a panturrilha foi considerado  $90^\circ$ . O alinhamento virtual realizado entre os sensores é ilustrado na Figura 2, em que (2) representa o sensor real da panturrilha, (3) representa o sensor alinhado da panturrilha e (1) o sensor real da coxa.

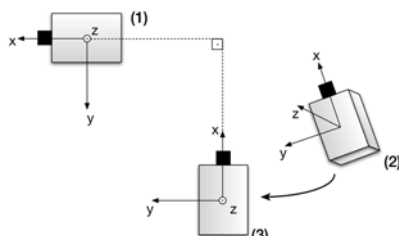


Figura 2: Representação do alinhamento virtual entre sensores inerciais.

Os dados das IMUs foram convertidos em ângulos de Euler para representar as rotações do joelho. Um classificador limiar analisa os dados das IMUs para identificar o início do movimento.

## Resultados

Na Figura 3, são mostrados os ângulos relativos à apenas uma repetição para o sujeito 1. A parte superior é inerente ao sensor da coxa e a parte inferior ao sensor colocado na panturrilha. Os ângulos medidos são relativos à posição de calibração. Como pode ser visto, um deslocamento muito pequeno ocorre na coxa, então o movimento pode ser considerado apenas na panturrilha. Para o sensor da panturrilha, o maior

deslocamento ocorre em *Yaw*, que é relativo ao movimento de flexão/extensão. O valor inicial é  $90^\circ$ , como pode ser visto. Esse valor foi considerado no protocolo experimental e obtido através do alinhamento virtual. Deslocamentos angulares de menor amplitude também ocorrem em *Roll* e *Pitch*. O deslocamento inicial da panturrilha ocorre, aproximadamente, aos 11 segundos, como esperado.

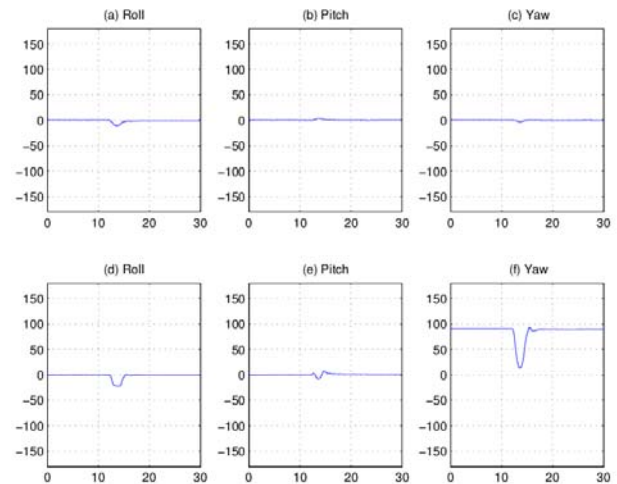


Figura 3: Ângulos de Euler em graus obtidos a partir dos dados das IMUs ao longo do tempo em segundos.

Na Figura 4, são mostradas marcações em que foram identificadas intenções de movimento baseadas na análise de EEG (triângulos) e de EMG (pontos), também para o sujeito 1. O tempo zero é relativo ao movimento efetivo do membro reconhecido pelos sensores inerciais. Nessa figura, as janelas de tempo em que se permite predições baseadas em EEG e EMG são de 1,0 e 0,5 segundos antes do movimento, respectivamente, como sugerido por [2].

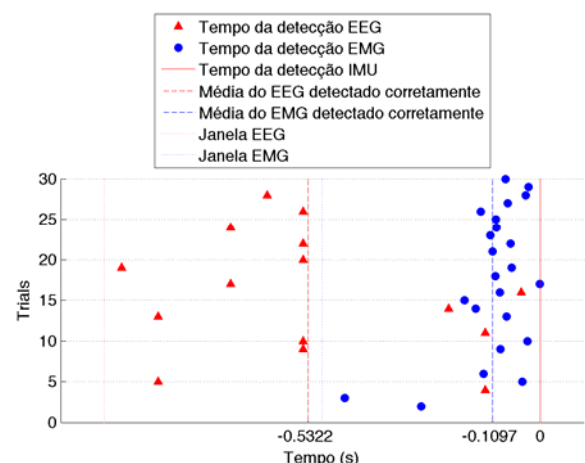


Figura 4: Distribuição de predições baseadas em EEG e EMG

O resultado das classificações está resumido na Tabela 1. Nessa tabela são mostrados os percentuais relativos às repetições classificadas nas janelas de tempo indicadas na primeira coluna. Tempos negativos

referem-se a antes do movimento, positivos a após e zero refere-se ao movimento efetivo. A Tabela 1 mostra as classificações baseadas em EEG, EMG e quando houve detecção de antecipação do movimento baseada em um ou outro sinal, *janela1* do EEG ou *janela1* do EMG. A Tabela 2 mostra os tempos médios e seus desvios padrões para as classificações obtidas apenas na *Janela1* do EEG e do EMG, separadamente.

Tabela 1: Classificações obtidas pela interface proposta.

EEG					
Janelas	Sujeito 1	Sujeito 2	Sujeito 3	Sujeito 4	Sujeito 5
<i>Janela1</i> (-2s até 0)	60,0%	43,3%	36,7%	53,3%	10,0%
<i>janela2</i> (0 até 1s)	3,3%	26,7%	6,7%	23,3%	53,3%
<b>Total</b>	<b>63,3%</b>	<b>70,0%</b>	<b>43,3%</b>	<b>76,7%</b>	<b>63,3%</b>
EMG					
Janelas	Sujeito 1	Sujeito 2	Sujeito 3	Sujeito 4	Sujeito 5
<i>janela1</i> (-0,5s até 0)	76,7%	46,7%	46,7%	100,0%	43,3%
<i>janela2</i> (0 até 0,1s)	10,0%	3,3%	53,3%	0,0%	16,7%
<b>Total</b>	<b>86,7%</b>	<b>50,0%</b>	<b>100,0%</b>	<b>100,0%</b>	<b>60,0%</b>
<b>EEG OU EMG</b>	<b>83,3%</b>	<b>80,0%</b>	<b>63,3%</b>	<b>100,0%</b>	<b>53,3%</b>

Tabela 2: Tempo médio e desvio padrão das classificações obtidas na *Janela1*.

Sujeitos	1	2	3	4	5
<b>Tempo EEG (ms)</b>	677,6 ± 436,4	492,6 ± 451,5	825,0 ± 523,1	814,8 ± 578,9	770,0 ± 740,7
<b>Tempo EMG (ms)</b>	109,7 ± 93,2	91,5 ± 94,8	61,2 ± 30,3	91,6 ± 40,7	87,7 ± 77,4

## Discussão

A relevância de combinar a análise dos sinais é perceptível na Tabela 1. Há um aumento dos valores da predição de movimento baseada em ambos os sinais comparando-se com apenas um sinal. A diferença de percentuais entre os sujeitos é esperada e está relacionada ao tempo de ativação identificado pelos classificadores. Esse tempo está diretamente relacionado a características individuais de atividade cerebral e muscular de cada sujeito [2-5].

Ressalta-se que a maior média de tempo de antecipação do movimento, por sujeito, foi obtida através da análise do EEG e foi de 0,825s. A maior média de tempo de antecipação, por sujeito, obtida levando-se em conta apenas o EMG foi de 0,109s. Analisando-se a última linha da Tabela 1, a interface proposta foi capaz de identificar a intenção de movimento em 76±18,2% dos movimentos.

A análise dos valores percentuais mostrados na Tabela 1, dos tempos mostrados na Tabela 2 e das Figuras 3 e 4 mostra que a interface multimodal proposta têm resultados coerente com os obtidos na

literatura [2,3,5,7]. Testes em sujeitos com problemas neuromusculares podem levar a percentuais inferiores [2]. A utilização de apenas um sinal fisiológico acentuaria esse fato. Nesses casos, o uso de um sistema multimodal é ainda mais relevante.

A análise dos resultados mostra que o sistema proposto foi capaz de adquirir, sincronizar e processar os sinais combinados e mostra a viabilidade da interface multimodal proposta. Dessa forma, esta pode ser utilizada no estudo de órteses ou próteses de reabilitação. Os resultados apresentados neste artigo foram obtidos de forma *off-line*. Como trabalhos futuros, pretende-se implementar este sistema *on-line* e aplicá-lo ao controle de um exoesqueleto que está em desenvolvimento.

## Referências

- [1] Tsukahara, A., Hasegawa, Y., and Sankai, Y. (2009). Standing-up motion support for paraplegic patient with Robot Suit HAL. 2009 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, p. 211–217.
- [2] Kirchner, E. A., Tabie, M., and Seeland, A. (2014). Multimodal movement prediction - towards an individual assistance of patients. PloS one, 9(1):e85060.
- [3] Ibáñez, J. *et al.* (2013). Online detector of movement intention based on EEG Application in tremor patients. Biomedical Signal Processing and Control, 8(6):822–829.
- [4] Novak, D. *et al.* (2013). Predicting targets of human reaching motions using different sensing technologies. IEEE Trans Biomed Eng, (60):2645–2654.
- [5] Gallego, J. *et al.* (2012). A Multimodal human-robot interface to drive a neuroprosthesis for tremor management. IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics, 42(6):1159-1168.
- [6] Hermens, H. J. *et al.* European recommendations for surface electromyography.
- [7] Pfurtscheller, G. and Lopes da Silva, F. H. (1999). Event related EEG/MEG synchronization and desynchronization: basic principles. Clinical neurophysiology: official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology, 110(11):1842–57.
- [8] Benevides, A. B. *et al.* Mental Task Recognition Based on EEG for Commanding a Robotic Wheelchair. Proceedings of the 3rd Applied Robotics and Collaborative Systems Engineering (Robocontrol 08), 2008. p. 8.
- [9] Tabie, M. and Kirchner, E. A. (2013). EMG onset detection - comparison of different methods for a movement prediction task based on EMG. Proceedings of the International Conference on Bio-inspired Systems and Signal Processing, p. 242–247.
- [10] Favre, J. *et al.* (2009). Functional calibration procedure for 3D knee joint angle description using inertial sensors. Journal of biomechanics, 42(14):2330–5.