

LUVA INSTRUMENTADA PARA REGISTRO E QUANTIFICAÇÃO DO TREMOR DE PUNHO

A. P. S. Paixão*, A. R. P. Machado*, J. A. F. Barbosa Jr. *, G. L. Cavalheiro*, A. O. Andrade *

*Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil

e-mail: aoandrade@feelt.ufu.br

Resumo: Este trabalho apresenta um estudo sobre a avaliação da correlação entre sensores de uma luva instrumentada desenvolvida para registro e quantificação de tremor de punho. A referida encontra-se equipada com sensores capazes de detectar, tanto os sinais de movimento, quanto os de atividade muscular, envolvidos durante a realização de movimentos intencionais e não intencionais (tremor) pela mão do usuário. Os sinais de movimento são captados por meio de sensores flexíveis resistivos, acelerômetros, magnetômetros e giroscópios embarcados na luva. Os sinais de atividade muscular são captados a partir dos grupos musculares flexores e extensores localizados no antebraço do indivíduo. O estudo foi conduzido através de um protocolo de testes, composto por três atividades distintas, realizado em um indivíduo portador da doença de Parkinson, buscando assim, verificar o desempenho, e principalmente, a relevância de cada sensor presente na luva. Para tanto, são avaliadas as correlações das respostas fornecidas entre os sensores, durante a realização das atividades. Os resultados obtidos demonstraram que os sensores presentes na luva são importantes para a quantificação tanto dos movimentos voluntários, quanto dos involuntários, advindos do tremor. Deve-se ressaltar que o trabalho apresenta uma contribuição tecnológica no que se refere a integração dos sensores, para a mensuração do tremor de punho, podendo assim, ajudar na precisão de diagnósticos e acompanhamento da eficácia de tratamentos em pacientes acometidos pelo tremor patológico.

Palavras-chave: Tremor, doença de Parkinson, instrumentação biomédica, eletromiografia.

Abstract: *This paper presents the analysis of an instrumented glove developed for the quantification of human wrist tremor. The glove is equipped with several sensors capable of detecting both motion and muscular activity involved in intentional and unintentional movement (trembling) in patient's hand. The motion signals are collected through flexible resistive sensors, accelerometers, gyroscopes and magnetometers. Electromyographic signals are captured from the flexor and extensor forearm muscles. The experimental protocol contemplated three distinct activities, performed in a patient with Parkinson's disease, in order to verify the performance and most importantly, the relevance of each sensor present in the glove. The level of correlation between the signals provided by the sensors during selected activities was evaluated. The*

results showed that all the sensors presented in the instrumented glove are essential for the quantification of the voluntary and involuntary movements resulting from tremor diseases. It should be emphasized that the work presents a technological contribution regarding the integration of sensors for the measurement of wrist tremor, and thus help in accurate diagnosis and monitoring the effectiveness of treatments for patients affected by pathological tremor.

Keywords: *Tremor, Parkinson's disease, biomedical instrumentation, electromyography.*

Introdução

O tremor humano é uma manifestação clínica caracterizada por movimento involuntário de caráter oscilatório e rítmico, de qualquer parte do corpo, observados com maior frequência nos membros superiores, membros inferiores e cabeça [1]. Essa manifestação corresponde ao distúrbio de movimento [2] e a doença motora mais comum entre os seres humanos [3]. Estudos mostram que a população idosa é a mais afetada pelo tremor e suas consequências, como, a limitação física [3, 4]. Além disso, ele também pode causar incapacidade funcional considerável, contribuindo para o afastamento social do indivíduo, devido sua interferência nas atividades de vida diária (AVDs) como a alimentação, escrita, vestuário e alguns cuidados pessoais [5, 6].

Em termos gerais, o tremor pode ser classificado em duas categorias: tremor fisiológico e patológico [7]. O fisiológico é considerado normal e decorrente da atividade mecânica do coração, estando presente portanto, em todas as pessoas, muito embora não seja perceptível a olho nu [8]. O patológico é anormal e associado às síndromes neurológicas, podendo ser subdividido em tremor de repouso e ação. O primeiro manifesta-se quando a parte do corpo acometida encontra-se sem ativação voluntária e apoiada sobre uma superfície contra a gravidade. O segundo, ocorre durante a contração voluntária dos músculos envolvidos [8, 9]. Uma das causas do tremor patológico é a doença de Parkinson (DP) [10].

Na busca por uma melhor compreensão do tremor, podem-se destacar alguns métodos utilizados para sua caracterização e quantificação. Os métodos podem ser classificados em: qualitativos ou subjetivos, e quantitativos ou objetivos.

Os métodos subjetivos utilizam escalas de severidade [11], através de desenhos feitos pelos

pacientes e, além disso, questionários; ambos para avaliar clinicamente o tremor e a evolução da doença. Estes métodos não determinam características precisas do tremor, podendo influenciar negativamente no diagnóstico e acompanhamento do tratamento destes pacientes.

Quanto aos métodos objetivos, estes são simples e eficientes para a caracterização do tremor. Os dispositivos classificados neste grupo, fazem o uso de sensores, como a acelerometria [12, 13] e a eletromiografia (EMG) [4]. Outros métodos na mesma linha científica foram propostos, tais como: medições utilizando giroscópio (avaliação de deslocamento angular), magnetômetro (avaliação do momento magnético a partir do campo magnético do centro da terra) e sensores flexíveis resistivos (avaliação da movimentação articular, detectando o tremor existente) [14]. Deve-se ressaltar porém, que a utilização conjunta desses diversos tipos sensores para a quantificação do tremor humano, pode tornar complexa a interpretação dos resultados obtidos, e principalmente, a determinação do sensor mais apropriado para cada tipo de atividade realizada pelo paciente.

Diante do exposto, o objetivo central desse estudo é avaliar a correlação entre os sensores presentes na luva instrumentada, durante a realização de um protocolo de coleta de dados de tremor de punho em uma paciente portadora da doença de Parkinson.

Materiais e métodos

Luva instrumentada – É composta basicamente por: sensores de movimento, sensores para detecção da ativação muscular, placa microcontroladora e uma luva customizada. A Figura 1 apresenta a referida luva, confeccionada em material Neoprene, com os compartimentos apropriados para receber os sensores de movimento.

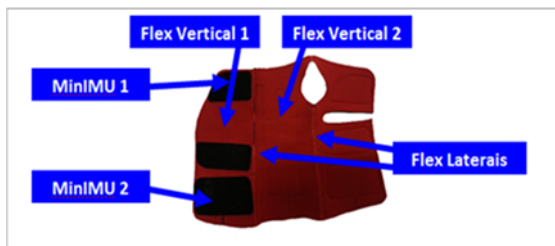


Figura 1: Luva instrumentada com o posicionamento dos sensores de movimento.

A Figura 2 apresenta uma visão geral da luva instrumentada durante sua utilização em uma coleta de dados. Pode-se observar a presença dos seguintes componentes que perfazem o conjunto: bateria de alimentação, o eletromiógrafo, o microcontrolador, o eletrodo para referência EMG, eletrodos para EMG do grupo muscular flexor e extensor do antebraço, e por fim, a luva com os sensores de movimento do tipo flexível resistivo e os MinIMUs.

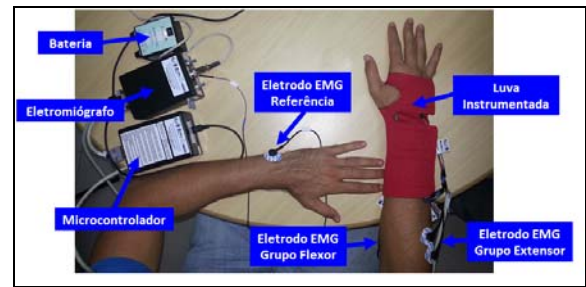


Figura 2: Luva instrumentada e seus componentes.

Estes dois últimos sensores encontram-se ilustrados nas Figuras 3(a) e 3(b), os quais são compostos respectivamente: (i) por uma resistência variável construída em material flexível; (ii) por uma pequena placa microeletrônica equipada por um acelerômetro, um magnetômetro e um giroscópio, capaz de quantificar tais grandezas em relação aos eixos XYZ.

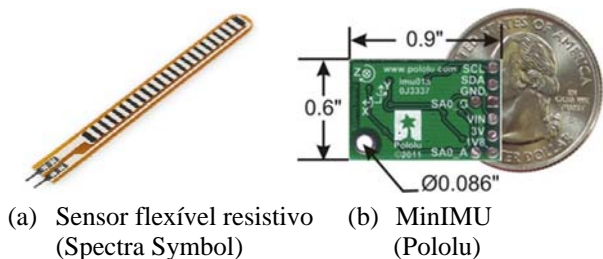


Figura 3: Sensores de movimento utilizados.

Metodologia – O presente trabalho encontra-se amparado, sob o ponto de vista de ética em pesquisa, por dois pareceres: um do Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos (CEP – nº 270.782) da Universidade Federal de Uberlândia, e um da Comissão Nacional de Ética em Pesquisa (CONEP – nº 361.526) do Conselho Nacional de Saúde. Além disso, antes da realização dos testes, a paciente procedeu a leitura e assinatura de um termo de consentimento livre e esclarecido.

Para a avaliação da luva, uma paciente com Doença de Parkinson com 43 anos de idade realizou um protocolo composto por três tarefas: AVD (Atividade de Vida Diária), flexão e extensão de punho e manutenção do braço estático contra a gravidade. Durante a realização das tarefas, a voluntária permaneceu acomodada confortavelmente, sentada, com os membros inferiores apoiados ao chão, mantendo o tronco ereto e apoiado.

A primeira tarefa, consistiu na realização de uma atividade de vida diária (AVD), qual seja, pegar um copo em uma mesa, posicionada a frente do sujeito, levá-lo à boca e recolocá-lo na mesa. Após o posicionamento do copo na mesa, antes do sujeito soltá-lo realizou-se um movimento de pronação com o membro estendido, mantendo o copo na mão.

Na segunda tarefa, a voluntária apoiou o antebraço em um suporte próprio e deixou a mão pendente. Logo em seguida, realizou com a mão um movimento articular completo, no plano frontal, de flexão e extensão do punho.

Na terceira e última tarefa, a voluntária estendeu o membro superior e o manteve parado, na medida do possível, por dez segundos.

Para a avaliação de desempenho de cada sensor, procedeu-se uma análise do nível de correlação entre os 24 sinais por eles captados, utilizando-se o método de correlação linear de Pearson [15], conforme (1). Este permite a determinação do nível de correlação entre duas variáveis (X,Y), devendo este valor de “r”, variar sempre entre o intervalo -1 e 1.

$$r = \frac{n \sum_{i=1}^n x_i y_i - \sum_{i=1}^n x_i \sum_{i=1}^n y_i}{\sqrt{n \sum_{i=1}^n x_i^2 - (\sum_{i=1}^n x_i)^2} \sqrt{n \sum_{i=1}^n y_i^2 - (\sum_{i=1}^n y_i)^2}} \quad (1)$$

A Tabela 1 apresenta uma síntese da quantidade de sinais, e também do tipo e posicionamento dos sensores utilizados na luva instrumentada.

Tipo de Sensor	Posicionamento do Sensor	Qtd. de Sinais
Flexível Vertical – FV1 e FV2	dorso e palma da mão	2
Flexível Lateral – FL1 e FL2	lateral esquerda e direita da mão	2
EMG 1 – E1	grupo muscular flexor	1
EMG 2 – E2	grupo muscular extensor	1
MinIMU 1 Acelerômetro (AX1, AY1 e AZ1)	referência – distal antebraço	3
MinIMU 2 Acelerômetro (AX2, AY2 e AZ2)	dorso da mão	3
MinIMU 1 Magnetômetro (MX1, MY1 e MZ1)	referência – distal antebraço	3
MinIMU 2 Magnetômetro (MX2, MY2 e MZ2)	dorso da mão	3
MinIMU 1 Giroscópio (GX1, GY1 e GZ1)	referência – distal antebraço	3
MinIMU 2 Giroscópio (GX2, GY2 e GZ2)	dorso da mão	3

Tabela 1: Tipos de sensores utilizados na luva, posicionamento e quantidade de sinais registrados.

Resultados

A Figura 4 apresenta sinais típicos obtidos durante a atividade 2, através do sensor flex vertical FV1 e o magnetômetro MX2. Conforme pode-se observar, ambos sensores demonstram uma tendência de resposta semelhante em relação a atividade realizada.

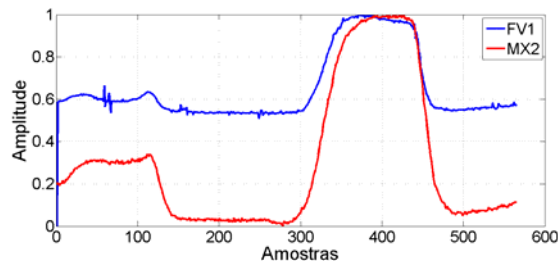


Figura 4: Flex Vertical 1 (FV1) e Magnetômetro X2 (MX2) – Atividade 2.

Tal tendência fica comprovada através do coeficiente de correlação linear de Pearson calculado para os referidos sinais, que foi aproximadamente de 0,97, resultando consequentemente em um R² em torno de 0,94.

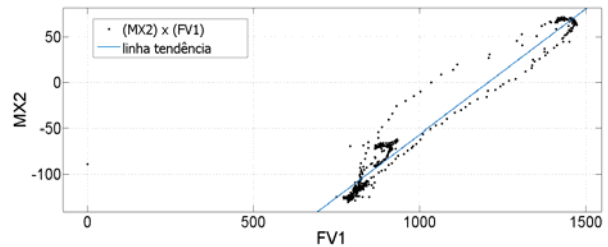


Figura 5: Correlação – Flex Vertical 1 (FV1) e Magnetômetro eixo X2 (MX2) – Atividade 2.

A correlação das respostas dos sensores entre si, resultou em uma matriz (24x24), para cada atividade envolvida. Assim, almejando uma visualização global da distribuição das correlações de cada sensor em relação aos demais, procedeu-se uma avaliação gráfica do conjunto de resultados utilizando a técnica de “boxplot”, que leva em consideração o resumo de 5 (cinco) grandezas para a avaliação da distribuição, assimetria e discrepância dos resultados, quais sejam: valor mínimo, primeiro quartil (Q1), mediana ou segundo quartil (Q2), terceiro quartil (Q3) e valor máximo. Este tipo de gráfico também apresenta os valores que ultrapassam os limites mínimos e máximos, e que podem ser considerados “atípicos”. Diante do exposto, as Figuras 6, 7 e 8 apresentam respectivamente os gráficos “boxplot”, com resultados de correlação entre os sensores para as três tarefas avaliadas: (i) AVD, (ii) flexão e extensão de punho e (iii) manutenção do braço estático contra a gravidade. Deve-se ressaltar que, na análise aqui realizada, quanto menor a mediana do coeficiente de correlação (indicada em vermelho), menor é a redundância de informações de um sensor, quando comparado aos demais. Naturalmente quanto maior a mediana, maior foi a quantidade de sensores com os quais foi verificada uma boa correlação.

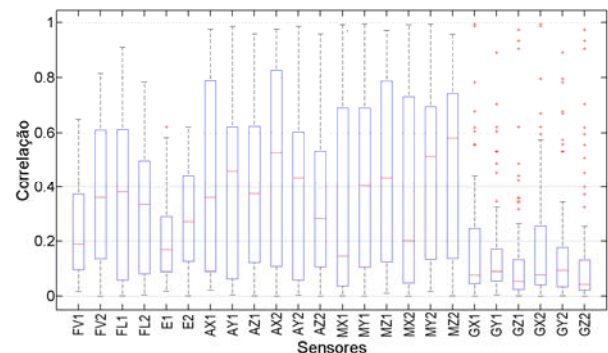


Figura 6: Correlação dos sensores – Atividade 1.

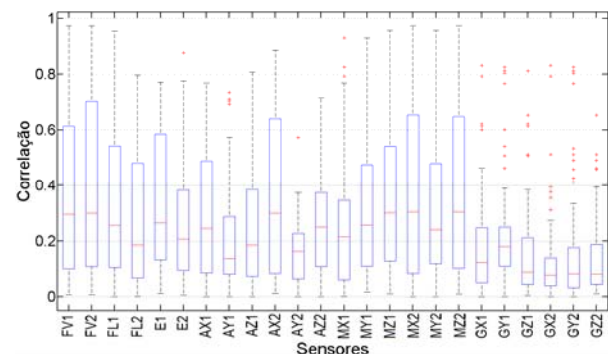


Figura 7: Correlação dos sensores – Atividade 2.

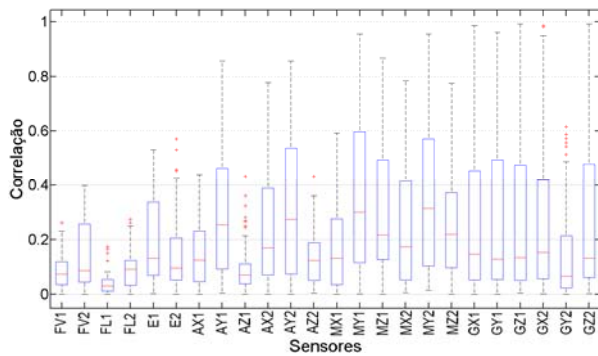


Figura 8: Correlação dos sensores – Atividade 3.

Discussão

No que tange a atividade 1, os sensores que constituem o MinIMU (acelerômetro e magnetômetro), apresentaram uma distribuição de correlação mais ampla entre Q1 e Q3, demonstrando assim que os sensores tiveram bons resultados de correlação com alguns sensores, e uma correlação baixa em relação a outros. Isso pode ser justificado pelo tipo de movimento requerido durante a tarefa realizada, e pela presença de sensores capazes de captar o mesmo movimento, conforme ilustrado na figura 4.

Em contrapartida, durante a tarefa 3, a ausência de movimentos na mão do paciente, pode ter contribuído para os baixos resultados de correlação apresentados. Isto demonstra que, nesta atividade em específico, os resultados de todos os sensores deverão ser considerados durante o processo de quantificação do tremor humano de punho.

Conclusão

Embora os resultados no presente artigo sejam reflexos da análise realizada em um único paciente, os mesmos demonstraram que os tipos de atividades influenciam diretamente nos níveis de correlação e interação entre os sensores que compõem a luva.

Diante do exposto, antes da exclusão ou inclusão de qualquer tipo de sensor, será necessário realizar novos estudos, abrangendo um grupo com vários pacientes, e que envolva tanto as atividades aqui apresentadas, quanto outras atividades que retratem movimentos da vida cotidiana dos indivíduos. Além disso, o emprego conjunto de outros tipos de análises estatísticas, a exemplo do “Quarteto de Anscombe”, será de suma importância para uma melhor compreensão sobre a relevância dos sensores para os fins aqui almejados.

Agradecimentos

Os autores agradecem à CAPES, FAPEMIG e ao CNPq pelo auxílio financeiro.

Referências

1. Cooper, G. and R. Rodnitzky, *The many forms of tremor. Precise classification guides*

2. *selection of therapy*. Postgrad Med, 2000. **108**(1): p. 57-8, 61-4, 70.
2. Vieira, S., *Tremores*. 2005. Vol. 21. 2005.
3. Bhagwath, G., *Tremors in Elderly Persons: Clinical Features and Management*. Hospital Physician, 2001. **37**(12): p. 8.
4. Almeida, M., et al., *Investigation of Age-Related Changes in Physiological Kinetic Tremor*. Annals of Biomedical Engineering, 2010. **38**(11): p. 3423-3439.
5. Albert, F., et al., *Coordination of grasping and walking in Parkinson's disease*. Exp Brain Res, 2010. **202**(3): p. 709-21.
6. Kotovsky, J. and M.J. Rosen, *A wearable tremor-suppression orthosis*. J Rehabil Res Dev, 1998. **35**(4): p. 373-87.
7. MATTOS, J.P.D., *Diagnóstico diferencial dos tremores*. Arquivos de Neuro-Psiquiatria, 1998. **56**: p. 320-323.
8. borges, V. and H.B. Ferraz, *Tremores*. Revista de Neurociencias, 2006. **14**(1).
9. Smaga, S., *Tremor*. Am Fam Physician, 2003. **68**(8): p. 1545-52.
10. Rossi, B., et al., *Muscle modifications in Parkinson's disease: myoelectric manifestations*. Electroencephalogr Clin Neurophysiol, 1996. **101**(3): p. 211-8.
11. Lana, R., et al., *Percepção da qualidade de vida de indivíduos com doença de parkinson através do PDQ-39*. Brazilian Journal of Physical Therapy, 2007. **11**: p. 397-402.
12. Hermens, H.J., et al., *Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures*. J Electromyogr Kinesiol, 2000. **10**(5): p. 361-74.
13. Sande de Souza, L.A., V.C. Dionisio, and G.L. Almeida, *Multi-joint movements with reversal in Parkinson's disease: Kinematics and electromyography*. J Electromyogr Kinesiol, 2011. **21**(2): p. 376-83.
14. Huang, N.E., et al., *The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis*. Proceedings of the Royal Society of London. Series A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences, 1998. **454**(1971): p. 903-995.
15. Figueiredo Filho, D.B. and J.A. Silva Junior, *Desvendando os Mistérios do Coeficiente de Correlação de Pearson (r)*. Revista Política Hoje, 2010. **18**(1).