

Estabilometria Postural por Unidade de Medida Inercial (UMI)

F.M. Almeida*, F. Macedo*, R. C. Gil**, J. J. Lima***, L. Mochizuki*

*Prog. de Pós-Grad. em Biomecânica - EACH/USP, São Paulo, Brasil

**Instituto de Tecnologia do Estado de São Paulo - IPT, São Paulo, Brasil

***Prog. de Pós-Grad. em Eng. Elétrica - UTFPR, Curitiba, Brasil

e-mail: fabianamalmeida@gmail.com

Abstract - *Inertial sensors have been proposed for posture balancing measures due of its portability characteristics and lower costs. However, the questionable accuracy of the positioning data produced by these devices still confers dubious credibility on results. **Objective:** Develop a stabilometric analysis from a mobile Inertial Measurement Unit (IMU) data with an individual in semi-static posture. **Methods:** The data were collected in a pilot program with an young and healthy individual who remained as standing as possible in orthostatic position with the mobile facing back, attached to the waist. These data were acquired on computer by specific App and integrated in an IMU by Python software applying Madgwick's algorithm. The antero-posterior and mid-lateral oscillation data were generated on Matlab software by subtracting of each real pitch and roll angle from the median of each motion axis. The pith and roll median data were crossed to obtain the Body Mass Center (COM) graphic analysis by IMU. **Results and Discussion:** The analytic from data result was stability on the values and generated graphical analysis of COM by IMU similar to Body Pressure Center (COP), measured by posturography (P). **Conclusion:** We conclude that the mobile IMU stabilometry can be promising as a balance measure due its portability characteristic and stable data. More studies with larger numbers of samples comparing COM (IMU) and COP (P) data are needed. **Key words:** stabilometry, inertial sensor, postural balance, fall risk..*

Introdução

A postura ereta é inerentemente instável e necessita de ações corretivas frequentes baseadas na orientação espacial e sensibilidade sensorio-motora através do deslocamento do Centro de Massa (COM) e do Centro de Pressão Corporal (COP) [1]. Quando COM e o COP estão alinhados dentro da base de suporte, o indivíduo está em equilíbrio na posição vertical [2].

As quedas não intencionais lideram as causas de morte e morbidade entre idosos com mais de 65 anos e são responsáveis por $\frac{2}{3}$ dos custos dos hospitais americanos [3]. Estima-se a possibilidade de reduzir em 25% as mortes por queda entre idosos até 2030, através da triagem do risco de queda e intervenção clínica adequada [4]. No entanto, uma das dificuldades encontradas nos atendimentos clínicos rotineiros é a falta de equipamentos portáteis que sejam de baixo custo para avaliação e treinamento objetivo da estabilidade postural, motivo do interesse das pesquisas científicas com sensores inerciais [5-6].

Estes sensores, chamados microeletromecânicos (MEMs) possuem acelerômetros, giroscópios e magnetômetros combinados em até três dimensões (3D) e 9 eixos, que funcionam como um transdutor massa-mola inercial, sensíveis aos movimentos de aceleração, rotação e vibração do dispositivo, nos três planos [7]. Entretanto, cada um desses sensores trabalha individualmente e para que se tenha uma Unidade de Medida Inercial (UMI) é necessária a integração dos dados por algoritmos como o "Filtro de Fusão de Madgwick", ou simplesmente, "Quatérnions de MARG" [7-8].

Num estudo para estimar a confiabilidade teste-reteste entre as medidas do acelerômetro (ACC) posicionado na pelve e determinar sua relação com o COP medido por posturografia "NeuroCom Balance Master" (NC) em 81 indivíduos, foi observada semelhança para a medida do comprimento do caminho normalizado ("Normalized Path Length" NPL/ACC= 0,63 a 0,80 e NPL/COP= 0,42 a 0,81). A regressão linear entre os dados do ACC e do COP se correlacionou significativamente em quase todas as condições do Teste de Organização Sensorial (SOT) [5], mostrando que os dados do ACC variaram dentro de uma faixa de erro semelhante aos dados da posturografia realizada no laboratório, qualificando a UMI como medida de equilíbrio barata para a clínica cotidiana.

Apesar dos resultados promissores sobre o potencial dos sensores MEMs em aplicações de UMI para a prática clínica, esses sensores possuem certa

imprecisão devido ao seu baixo custo [7,8,9]. Madgwick, 2009, desenvolveu um algoritmo de fusão capaz de integrar os dados dos acelerômetros, magnetômetros e giroscópios, com erro menor que 0,8% em situações estáticas e 1,7% em situações dinâmicas [9]. Nosso objetivo neste estudo foi reproduzir uma análise clínica estabilométrica com dados processados em UMI segundo os "Quatérnions de MARG", para analisar a aplicabilidade prática do sinal gerado pelo código de fusão de "Madgwick" na clínica cotidiana.

Materiais e métodos

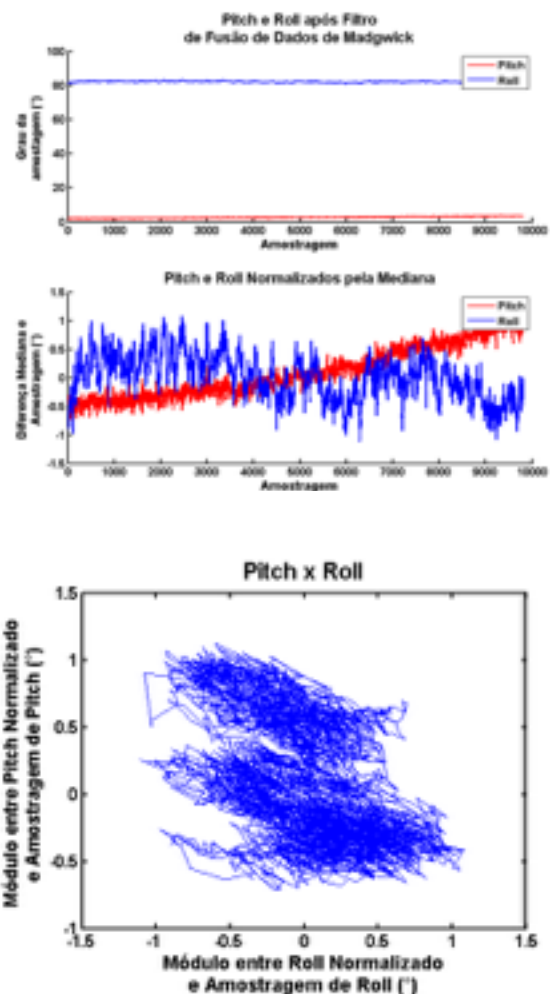
Trata-se de um ensaio clínico piloto realizado com um indivíduo jovem e saudável. Os dados foram coletados através do aplicativo "Hyperimu" numa frequência de 20 Hz a partir de um celular Android 6 e transferidos para o computador via "bluetooth" durante uma coleta contínua de 10 minutos. O indivíduo recebeu a orientação de permanecer o mais parado possível, em posição ortostática relaxada e pés parcialmente afastados, com o celular voltado para trás, preso à cintura pelo cinto e cós da calça. Esses dados foram convertidos em UMI por "Software Python" segundo "Código de Fusão de MARG" [8].

A oscilação ântero-posterior (AP) e médio-lateral (ML) foi gerada a partir de função desenvolvida em "Software Matlab" de uma janela de 10 segundos do sinal. Para isto, o valor da mediana de cada eixo de movimento foi subtraído de cada ângulo real "pitch" e "roll", gerando os dados UMI "pitch" (inclinação AP representada no eixo y) e "roll" (inclinação ML representada no eixo x). Esses dados UMI de oscilação AP e ML foram cruzados entre si para obtenção da Estabilometria Postural do Centro de Massa Corporal por UMI.

Resultados e Discussão

Nossos resultados apresentados nas Figura 1 e 2 demonstram a estabilidade dos dados UMI aferidos do celular, capazes de reproduzir uma análise gráfica muito semelhante ao estudo do COP realizado por posturografia, conforme mostrado na Figura 3 [10]. Na Figura 1, chamada Estabilograma por analogia aos gráficos gerados por Plataforma de Força (PF), é possível observar a amplitude da oscilação postural nos eixos AP em vermelho ("pitch") e ML em azul ("roll"). Após a normalização dos dados pela mediana, é possível observar o ponto de intersecção das duas direções de oscilação corporal (AP e ML) que representa o momento do alinhamento entre o COM e o COP nos 10 segundos de análise deste estudo. A Figura 2, apresenta a área de oscilação postural que associa a oscilação AP à direção ML,

("pitch" versus "roll") formando a área multifocal da trajetória do COM.



Figuras 1 e 2 - Estabilograma e Estatocinesograma, respectivamente, de indivíduo jovem em postura semiestática por dados coletados a partir de um celular android.

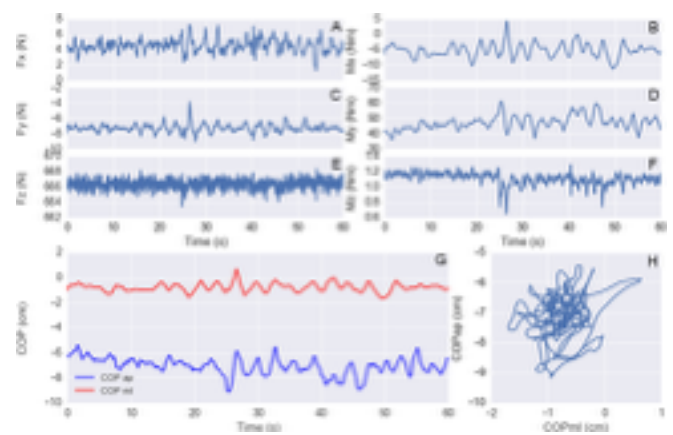


Figura 3 - Estabilograma e Estatocinesograma por posturografia em Plataforma de Força evidenciando a Força Z nos eixos X, Y e Z, COP (AP e ML) e área da trajetória do COP.

Na Figura 4, é possível observar a densidade espectral da oscilação corporal do indivíduo por análise do Periodograma do sinal. A Figura 5 representa o Espectrograma do sinal UMI evidenciando a faixa de frequência de oscilação corporal predominante do indivíduo, apresentada em vermelho, variando entre 0 e 15 Hz, tanto no eixo "pitch" como no eixo "roll".

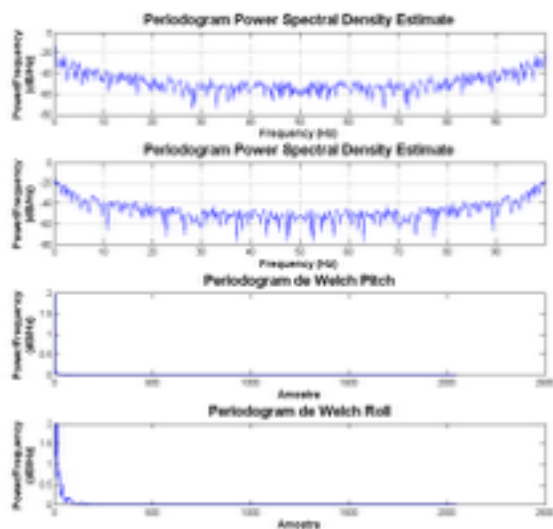


Figura 4 - Análise espectral da oscilação por Periodograma e Periodograma de Welch.

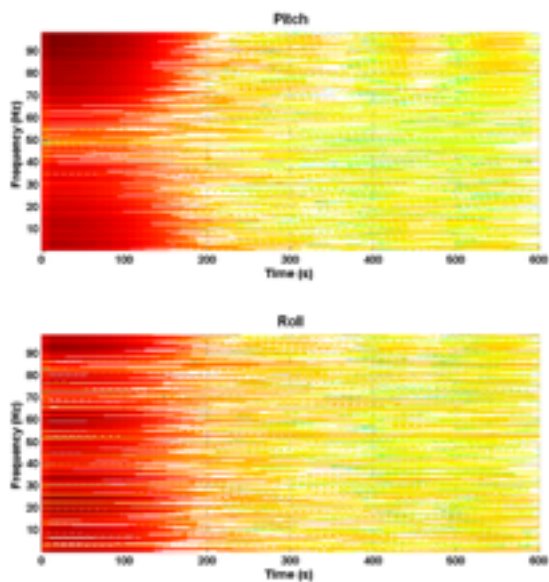


Figura 5. Espectrograma evidenciando a faixa de frequência com maior amplitude de oscilação nos eixos "pitch" e "roll".

sinal UMI unificado pelo algoritmo de fusão dos "Quaternions de MARG" [8] para a aplicação clínica da estabilometria postural. Esses resultados preliminares estão em conformidade com os achados de outros estudos recentes que consideraram a natureza portátil dos dados de UMI uma característica potencial para sua implementação na análise postural clínica cotidiana [5-6,11-18].

Albert JL et al. [15], recentemente desenvolveram uma quantificação biomecânica do Sistema de Pontuação de Erros de Equilíbrio (BESS), usando um "Ipad" posicionado no sacro de 32 adultos jovens saudáveis. Os dados do "Ipad" se correlacionaram positivamente aos dados de posição coletados simultaneamente por um sistema de vídeo (ρ 0,37-0,94, $P < 0,05$). Ozinga SJ, Linder SM, Alberts JL, 2016 [16] compararam o COM aferido do celular com o COM aferido do NC durante a realização do SOT, com o objetivo de determinar a precisão dos dados da acelerometria por UMI para quantificar a estabilidade postural de 14 idosos com doença de Parkinson leve a moderada. Eles observaram significativa correlação entre o NC e os dados UMI do celular. As medidas multiplanares da aceleração COM do dispositivo móvel apresentaram confiabilidade boa a excelente em todas as condições do SOT.

Heebner NR, et al., 2015 [18], entretanto, encontraram correlação positiva somente na componente ML entre os dados do COM aferido de um sensor inercial e os dados do COP aferido simultaneamente de uma PF. Este estudo avaliou a capacidade de um acelerômetro em quantificar a estabilidade dinâmica e de distinguir entre posturas e tarefas de diferentes dificuldades. Os resultados apresentaram medidas confiáveis e capazes de distinguir entre as tarefas propostas, no entanto, não se correlacionaram com os dados aferidos simultaneamente da PF. Mochizuki L, Amadio AC, 2003 [19], explicam que existe confusão na avaliação e interpretação das grandezas COM e COP, quando usadas como se fizessem o mesmo papel no controle da postura, conforme também discutido neste estudo em questão. Eles ponderam que a oscilação do COM é a grandeza que realmente indica o balanço do corpo, enquanto a grandeza COP é o resultado da resposta neuromuscular ao balanço do COM. Dessa forma, a comparação realizada no estudo em questão, provavelmente não obteve correlação positiva por comparar grandezas diferentes que não representam o mesmo vetor força [18]. Essas grandezas, no entanto, podem ter coincidido na direção ML, pelo alinhamento do COM e do COP na tarefa de permanecer parado sobre um pé.

Nosso estudo piloto esboça a viabilidade prática do

Apesar dos estudos apresentados sobre o

sensoriamento inercial para as medidas do equilíbrio, no geral, apresentarem uma perspectiva positiva para o uso da UMI no ambiente clínico por sua característica de portabilidade e baixo custo, a variabilidade dos sensores, métodos empregados nas pesquisas e a extensa manipulação dos dados pelo algoritmo de fusão UMI, necessitam ser mais objetivamente discutidos e aprimorados nos estudos futuros.

Conclusão

O presente estudo apresentou uma alternativa na estratégia de avaliação postural através da estabilometria postural usando celular e UMI, que pode ser promissora por sua característica de portabilidade e baixo custo. Apesar de existir uma faixa de erro ainda desafiadora para o sensoriamento inercial por UMI devido à extensa manipulação dos dados até a análise final, a estabilização dos dados de posicionamento ocorre após 5 segundos da sua aquisição quando processada pelo algoritmo de "Quaternions de MARG" [8], fazendo das centrais inerciais uma opção interessante para mais pesquisas. Mais estudos são necessários, com um número de amostras maior, para o melhor entendimento do potencial do sinal inercial na análise do equilíbrio postural portátil.

Referências Bibliográficas

- [1] Ferreira, E. A. G. (2005). Posture and postural control: development and application of a quantitative method for postural evaluation. Tese de Doutorado, Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo, São Paulo. doi:10.11606/T.5.2006.tde-20092006-142252. Recuperado em 2016-09-26, de www.teses.usp.br
- [2] Duarte M, Freitas MS. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. *Rev Bras Fisioter*. 2010; 14(3):183-92.
- [3] Centers for Disease Control and Prevention, Important Facts about Falls, 2015. [Online]. Available: <http://www.cdc.gov/homeandrecreationsafety/falls/adultfalls.html>
- [4] Houry D, Florence C, Baldwin G, Stevens J, McClure R. The CDC Injury Center's response to the growing public health problem of falls among older adults. *Am J Lifestyle Med*. 2016 Jan-Feb; 10(1): 74-77.
- [5] Whitney SL, Roche JL, Marchetti GE, Lin CC, Steed DP, Furman GR. A comparison of accelerometry and center of pressure measures during computerized dynamic posturography: a measure of balance. *Gait Posture*. 2011; 33(4): 594-599.
- [6] López-Nava IH, Muñoz-Meléndez A. Wearable Inertial Sensors for Human Motion Analysis: A Review. *IEEE Sensors Journal*. 2016; 16(22): 7821-34.
- [7] Santana DS, Campos VF, Furukawa CM, Maruyama N. "Estimação de trajetórias utilizando sistema de navegação inercial strapdown". XV CBA, 2004, Gramado – RS. Anais do XV Congresso Brasileiro de Automática, 2004.
- [8] Madgwick SO, Harrison AJ, Vaidyanathan R. Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm. In *Rehabilitation Robotics (ICORR)*, IEEE International Conference on (pp. 1-7), 2011.
- [9] Roberto G. Valenti, Ivan Dryanovski, and Jizhong Xiao. Keeping a Good Attitude: A Quaternion-Based Orientation Filter for IMUs and MARGs. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4570372/> >. Acesso em: 30 de nov. 2014.
- [10] Santos DA, Duarte M. A Public Database of Human Balance Evaluations. *Peer J Preprints*. 4:e2162v1, 2016.
- [11] Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*. 1995, 3(4):193-214.
- [12] Grimm B, Bolink S. Evaluating physical function and activity in the elderly patient using wearable motion sensors. *Efort Open Reviews* 2016; 1(5): 112-120.
- [13] Horak F, King L, Mancini M. Role of body-worn movement monitor technology for balance and gait rehabilitation. *Phys Ther*. 2015 Mar; 95(3): 461-70.
- [14] Mancini M, Horak FB. The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*. 2010; 46(2): 239.
- [15] Alberts JL, Thota A, Hirsch J, Ozinga S, Dey T, Schindler DD, et al. Quantification of the Balance Error Scoring System with Mobile Technology. *Med Sci Sports Exerc*. 2015 Oct; 47(10): 2233-40.
- [16] Ozinga SJ, Linder SM, Alberts JL. Use of mobile device accelerometry to enhance evaluation of postural instability in Parkinson's disease. 2016; *Arch Phys Med Rehabil*. 2016 Sep; 23.
- [17] Patel S, Park H, Bonato P, Chan L, Rodgers M. A review of wearable sensors and systems with application in rehabilitation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*. 2012; 9(1): 1.
- [18] Heebner NR, Akins JS, Lephart SM, Sell TC. Reliability and validity of an accelerometry based measure of static and dynamic postural stability in healthy and active individuals. *Gait Posture*. 2015; 41(2):535-539.
- [19] Mochizuki L, Amadio AC. Aspectos biomecânicos da postura ereta: a relação entre o centro de massa e o centro de pressão. *Rev Port Cien Desp*. 2003; 3(3): 77-83.