

## IDENTIFICAÇÃO DE SISTEMAS PARA ANÁLISE DA ATUAÇÃO VESTIBULAR NO CONTROLE POSTURAL ORTOSTÁTICO

F. G. Teixeira\*, L. S. Cerqueira\*, I. R. T. Jesus\*, R. G. T. Mello\*,\*\* e J. Nadal\*

\*Programa de Engenharia Biomédica/COPPE-UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

\*\*Departamento de Educação Física e Esportes (DEFE), Escola Naval, Rio de Janeiro, Brasil  
e-mail: fegute1@hotmail.com

**Resumo:** Este estudo visou avaliar a relação entre acelerações de cabeça e o controle postural ortostático. Um teste estabilométrico foi aplicado durante 3 min a 27 sujeitos adultos saudáveis com os olhos fechados e pés unidos. Os sinais de estabilometria e aceleração na direção anteroposterior foram coletados com uma plataforma de força e um acelerômetro colocado sobre a cabeça, respectivamente. As médias coerentes das acelerações e estabilogramas foram obtidas em segmentos de 6 s em torno dos picos mais relevantes de aceleração, e as respectivas funções de densidade espectral de potência foram utilizadas para estimar a função de transferência. A média das oscilações posturais anteroposteriores mostrou um padrão de oscilação subamortecida cujo primeiro pico ocorre em fase com os picos de aceleração e o segundo 2 s depois. A função de transferência apresentou resposta máxima em torno de 0,2 Hz, compatível com a banda de resposta dos órgãos otolíticos a acelerações lineares da cabeça.

**Palavras-chave:** Aceleração de cabeça, média coerente, função de transferência.

**Abstract:** *This study aimed at evaluating the interactions between the head acceleration and the body sway control. A stabilometric test was applied to 27 healthy male adults with closed eyes and feet together during 3 min. The anterior-posterior stabilograms and accelerations were collected by a force platform and an accelerometer placed over the head, respectively. The coherent averages of accelerations and stabilograms were computed over 6 s around relevant acceleration peaks, and the respective power density functions were used to estimate the transfer function. The averaged oscillations of the center of pressure showed an underdamped pattern whose the first peak coincided with the acceleration peaks, and the second one occurred about 2 s after. The transfer function showed maximum response around 0.2 Hz, which is compatible with the operating range of utricular otoliths in response to linear accelerations of the head.*

**Keywords:** *Acceleration head, coherent average, transfer function.*

### Introdução

A manutenção do corpo humano na posição bípede envolve a integração de distintos processos de controle. As capacidades motoras estática e dinâmica dependem

de uma série de mecanismos complexos em nível medular, incluindo reflexos posturais tônicos para manter a rigidez do tornozelo [1] e níveis superiores do sistema nervoso central [2].

Raros são os estudos que avaliam a participação do sistema vestibular no controle postural. Teixeira *et al.* [3] testaram uma possível correlação dos sinais de aceleração de cabeça com o deslocamento do centro de pressão (CP). No entanto, poucos sujeitos apresentaram correlação cruzada significativa, sem nenhum atraso significativo entre os dois sinais. Sendo assim, foram levantadas duas hipóteses opostas: (1) as correlações positivas, quando observadas, podem ser resultado do movimento fásico do CP e da cabeça, como esperado pelo modelo de pêndulo invertido; ou (2) corroboram o componente antecipatório no controle postural que combinado com o atraso pelo feedback, poderia causar uma resposta aproximadamente em fase.

Entretanto, outro estudo de Teixeira *et al.* [4] comparou esses dois sinais no domínio da frequência, utilizando a função magnitude quadrática de coerência. O estudo permitiu identificar sinais de vários sujeitos com coerência significativa, principalmente na banda de 0,1 a 0,5 Hz em condições que favorecem oscilações, como com os olhos fechados e pés próximos. Este achado sugere uma possível participação dos órgãos otolíticos no controle sensorial [5], contrariando a hipótese de que as acelerações da cabeça em postura ortostática estariam abaixo do limiar de resposta vestibular [1].

Este estudo teve por objetivo analisar interações entre a aceleração de cabeça e o deslocamento do CP através: (1) da correlação cruzada entre as médias coerentes dos picos de aceleração de cabeça e dos deslocamentos do CP; e (2) da função de transferência, dada pela razão entre as densidades espectrais de potência das médias coerentes do deslocamento do CP e da aceleração da cabeça.

### Materiais e métodos

**Casuística** – O estudo contou com 27 voluntários do sexo masculino, com idade  $27 \pm 7$  anos (média  $\pm$  desvio padrão), massa  $81,1 \pm 11,9$  kg e estatura  $1,77 \pm 0,05$  m. Todos os sujeitos eram hígidos, sem nenhum distúrbio neurológico ou alteração osteomioarticular que pudesse comprometer os resultados do presente estudo. Todos os sujeitos responderam a uma anamnese, para avaliar

possíveis riscos à saúde e possíveis fatores de exclusão. Os voluntários não realizaram nenhuma atividade física e não ingeriram bebida alcoólica por um período de 24 h antes do teste. Adicionalmente, todos os sujeitos leram e assinaram um termo de consentimento no qual todas as etapas do experimento foram esclarecidas. O protocolo experimental foi aprovado pelo comitê de ética local.

**Montagem** – A instrumentação utilizada consistiu em um acelerômetro capacitivo triaxial MMA7260Q (Freescale, EUA), um módulo de entrada analógico MP150 (Biopac Systems, EUA) para a digitalização dos sinais de acelerometria e uma plataforma de força vertical AccuSwayPlus (AMTI, EUA). A sensibilidade do acelerômetro foi ajustada para  $\pm 1,5$  g (aceleração da gravidade =  $9,8$  m/s<sup>2</sup>). A plataforma de força foi zerada automaticamente por meio do programa Balance Clinic (AMTI, EUA) antes de cada teste estabilométrico.

**Protocolo** – Os testes foram realizados em um dia, individualmente, iniciados com a anamnese e a medição da massa e da estatura. Em seguida, os indivíduos foram orientados sobre o objetivo e o protocolo de teste. Uma touca foi empregada para a melhor fixação do acelerômetro na cabeça, no ponto médio entre a protuberância occipital externa e a glabella e entre as bordas superiores das duas orelhas. O cabo foi ajustado sob a touca, a fim de posicionar dois eixos do acelerômetro nas direções mediolateral e anteroposterior.

Após a fixação do acelerômetro, cada indivíduo subiu na plataforma de força, em posição bípede, sob as mesmas condições ambientais, com pés descalços e os braços ao longo do corpo. Os indivíduos foram submetidos a um protocolo de testes que consistia em ficar com os olhos fechados e pés em posição fechada, com dois centímetros de distância entre os calcâneos e antepés girados lateralmente a 30°. Os voluntários permaneceram sobre a plataforma por um período de 3 min, para garantir a estacionariedade, estabilidade e reprodutibilidade dos estabilogramas, além de garantir uma resolução espectral adequada.

Para o presente estudo foram considerados apenas os sinais de deslocamento do CP na direção anteroposterior. Os sinais de aceleração própria do acelerômetro na mesma direção foram assumidos como representativos da aceleração da cabeça, compreendendo componentes angulares e lineares.

**Digitalização e aquisição dos sinais** – A plataforma de força possui um conversor analógico-digital e um programa de aquisição específico, os quais foram utilizados para digitalizar os estabilogramas em 200 Hz. Para o acelerômetro, utilizou-se um conversor analógico-digital, com resolução de 16 bits e faixa dinâmica  $\pm 10$  V e um programa de aquisição específico, adotando uma frequência de amostragem de 2 kHz. As aquisições de sinais da plataforma de força e do acelerômetro foram sincronizadas por um sistema externo de trigger. Desta forma, um sinal de sincronismo emitido simultaneamente para a plataforma de força e para o sistema de aquisição de acelerometria foi identificado automaticamente por ambos os

programas de aquisição para dar início à coleta dos sinais. Os sinais foram salvos em disco e exportados em formato texto para posterior processamento com o programa MATLAB (The Mathworks, EUA).

**Pré-processamento** – Os valores de tensão correspondentes a  $\pm 1$  g e 0 g foram obtidos a partir do manual do acelerômetro e utilizados como referência para a conversão dos dados brutos de acelerometria (em Volt) para valores em aceleração da gravidade, por meio de regressão linear. Tanto os sinais de acelerometria quanto os estabilométricos foram pré-processados por um filtro passa-baixas digital Butterworth de 2ª ordem com frequência de corte 2 Hz, aplicado nos sentidos direto e reverso para evitar distorções de fase. Em seguida, todos os sinais foram decimados para 5 Hz. Posteriormente, foi realizada a remoção da média [6] dos sinais de deslocamento do CP, bem como de aceleração da cabeça.

**Processamento** – Inicialmente, foi aplicado o método de decomposição de modo empírico (DME) no sinal de aceleração de cabeça com o objetivo de identificar e separar os principais componentes desse sinal e assim facilitar a detecção dos picos de aceleração [7]. O DME realiza a decomposição de um sinal complexo nas chamadas funções de modo intrínseco (FMIs), correspondentes a componentes com frequências bem definidas.

Considerando um sinal  $x(t)$  no domínio do tempo, constrói-se os envelopes superior  $x_{max}(t)$  e inferior  $x_{min}(t)$  conectando-se os máximos e mínimos de  $x(t)$  via interpolação por *splines* cúbicas. Em seguida, calcula-se  $m_1(t)$  como a média entre estes dois envelopes. A diferença entre o sinal inicial  $x(t)$  e  $m_1(t)$  é o primeiro componente  $h_1(t)$ , que é tido como um novo sinal. A seguir é feita uma nova interpolação, obtendo-se novos envelopes e a média  $m_{1,1}(t)$ . O primeiro candidato a FMI é  $h_{1,1}(t) = h_1(t) - m_{1,1}(t)$ .

Este procedimento é repetido  $k$  vezes até ser obtida uma função que cumpra os requisitos para ser FMI: (1) o número de extremos deve ser igual ao número de cruzamentos por zero, com uma possível diferença igual a 1; (2) cada valor médio entre os envelopes definidos pelos máximos e mínimos locais deve ser nulo.

Após  $k$  iterações, obtém-se:

$$h_{1,k}(t) = h_{1,(k-1)}(t) - m_{1,k}(t) \quad (1)$$

e  $c_1(t)$  é a primeira FMI obtida ( $c_1(t) = h_{1,k}(t)$ ), a qual deve conter a frequência mais elevada de todos os componentes do sinal, e vai ser separada do sinal original dando origem ao primeiro resíduo  $r_1(t)$ :

$$r_1(t) = x(t) - c_1(t) \quad (2)$$

Após extração do componente de frequência mais elevada, o resíduo continua a ter informação referente aos modos restantes. Esta informação é retirada seguindo-se um processo análogo ao primeiro e cada resíduo é tratado como se fosse o sinal original, sendo os restantes dados por:

$$\begin{aligned} r_1(t) - c_2(t) &= r_2(t), \\ r_2(t) - c_3(t) &= r_3(t), \\ r_{n-1}(t) - c_n(t) &= r_n(t) \end{aligned} \quad (3)$$

O conjunto de dados originais é decomposto em uma soma de FMI e de um resíduo:

$$x(t) = \sum_{j=1}^n c_j(t) + r_n(t) \quad (4)$$

A decomposição dos dados é alcançada em  $n$  modos empíricos, e o resíduo  $r_n(t)$  obtido pode ser a tendência ou uma constante.

Após a aplicação da DME, os três primeiros componentes foram selecionados e somados ( $n=3$ , equação 4) para identificação dos picos. A detecção dos picos positivos deste sinal reconstruído foi realizada por meio da comparação de cada amostra com sua anterior e a seguinte, e caso fosse maior que ambas o pico era identificado. Para cada pico identificado, foram extraídos 2 s antes e 4 s depois nos respectivos sinais de aceleração e estabilometria. O mesmo processo foi realizado para a identificação dos picos negativos. Foram então calculadas as médias coerentes de ambos os sinais para ambos os picos positivos e negativos.

A função de correlação cruzada normalizada (FCCN) foi estimada entre as médias coerentes dos dados de acelerometria e estabilometria [6].

Para analisar os dados no domínio da frequência, a média e as tendências lineares foram removidas de cada média coerente. As funções densidade espectral de potência foram estimadas para as médias coerentes de acelerometria e estabilometria, utilizando modelagem autorregressiva de 16ª ordem [6]. A função de transferência foi então obtida como a razão entre as densidades espectrais de potência dos estabilogramas e dos acelerogramas.

**Análise estatística** – A simulação de Monte Carlo [8] foi aplicada para determinar o valor crítico da FCCN, simulando-se um conjunto de 1000 pares de acelerogramas e estabilogramas. A simulação foi efetuada no domínio da frequência, tomando-se cada espectro com mesma magnitude, porém com fase aleatória, ímpar, variando de  $-\pi$  a  $\pi$  e com função densidade de probabilidade uniforme. Os sinais no domínio do tempo foram obtidos pela transformada inversa de Fourier. A FCCN para os sinais simulados foi obtida como descrito anteriormente para os dados reais. O valor crítico para o nível de significância de 0,05 correspondeu então ao 50º maior valor dos picos das FCCN simuladas. O teste  $t$  bicaudal de Student foi aplicado para testar a presença de atrasos entre os sinais de acelerometria e estabilometria.

## Resultados

Os padrões médios de acelerometria e de estabilometria apresentaram formas similares para os picos positivos (Figura 1) e negativos (Figura 2). Os picos de aceleração são correspondidos por uma concomitante inversão de sentido do deslocamento do CP, bem como por uma segunda inversão com um atraso

de 1,8 s para os picos positivos e 2,0 s para os negativos.

A FCCN mostrou máximo significativo em apenas sete sujeitos para os picos positivos e seis para os negativos, não havendo atraso significativamente diferente de zero para a máxima correlação.

A função de transferência entre a aceleração e o deslocamento CP mostrou ganho máximo na frequência  $0,20 \pm 0,06$  Hz (Figura 3).

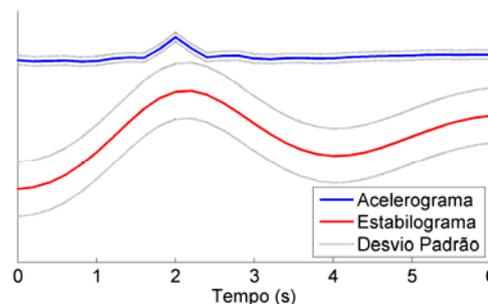


Figura 1: Média grupal da média coerente dos picos positivos de acelerometria (azul), e a correspondente média coerente da estabilometria (vermelho).

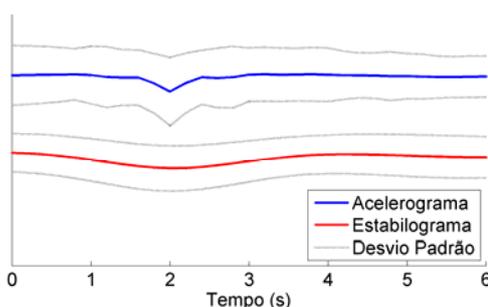


Figura 2: Média grupal da média coerente dos picos negativos de acelerometria (azul), e a correspondente média coerente da estabilometria (vermelho).

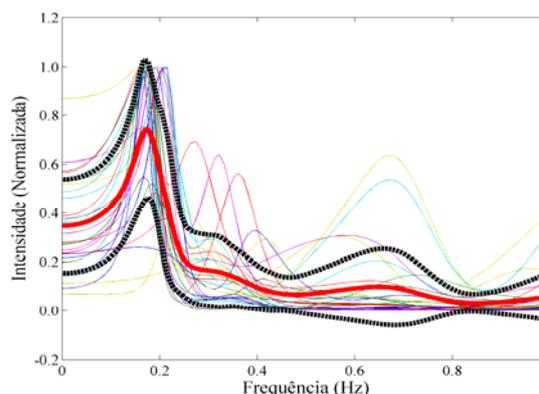


Figura 3: Função de transferência normalizada de todos os sujeitos. A linha vermelha representa a média da função de transferência de todos os sujeitos e as pretas os limites de mais ou menos um desvio-padrão.

## Discussão

As médias coerentes dos picos positivos e negativos da aceleração de cabeça e dos estabilogramas foram avaliadas, buscando-se uma possível relação causal entre o sistema vestibular, sensível às acelerações da cabeça, e o deslocamento do CP. A superposição das

médias coerentes (Figuras 1 e 2) mostra que os picos de aceleração acontecem ao final de uma onda de deslocamento do CP, o qual passa a ocorrer no sentido contrário por aproximadamente 2 s, mudando novamente de sentido. Este resultado se assemelha à resposta subamortecida de um sistema de controle com realimentação negativa. Entretanto, a ausência de atraso entre a aceleração da cabeça e o estabilograma indica que esta resposta é não causal, apresentando-se antecipada ao estímulo. Uma hipótese mais plausível é que, ao interromper um deslocamento anteroposterior o controle motor causa uma aceleração decorrente (inercial) da cabeça. Assim, o controle postural teria um comportamento mais complexo que o modelo de pêndulo invertido proposto por Winter *et al.* [1].

Independente de sua causa, a ocorrência de aceleração, por sua vez, pode constituir um estímulo para o sistema vestibular, causando uma resposta de controle motor sobre o deslocamento do CP. Nesse sentido, a investigação no domínio da frequência pode ser útil. A função de transferência entre entrada (aceleração da cabeça) e saída (deslocamento do CP), apresenta um pico acentuado em torno de 0,20 Hz, o qual pode ter duas interpretações: (1) uma frequência de ressonância do segmento superior do corpo, que tenderia a apresentar oscilações naturais de cerca de 5 s; ou (2) uma resposta motora, envolvendo sensores que respondem a esta frequência. Nesse segundo caso, é conveniente lembrar que os órgãos otolíticos respondem a acelerações lineares da cabeça na banda de 0,1 a 0,5 Hz [5]. Os resultados no domínio da frequência corroboram os achados de Teixeira *et al.* [4], que encontram valores significativos de coerência na banda de 0,1 a 0,5 Hz. Assim, estes resultados apontam para uma possível participação do sistema vestibular no controle postural.

Considerando a hipótese de que o sistema de controle atuaria em resposta a acelerações da cabeça, em um modelo clássico de malha fechada [5], seria razoável esperar uma correlação entre esta aceleração e as posições do CP, com um atraso correspondente à resposta por realimentação. Entretanto, o baixo número de ocorrências de FCCN significativas, bem como a ausência de atraso entre os dois sinais não dá suporte a esta hipótese. Tais resultados corroboram estudo anterior [3], que identificou um número reduzido de correlações significativas entre aceleração de cabeça e estabilograma em diferentes condições de equilíbrio. A correlação, entretanto, deve ser usada com cuidado em sistemas de malha fechada [9]. No presente caso, em particular, a FCCN foi estimada com as médias coerentes e a eventual significância com atraso nulo pode estar refletindo a coincidência dos valores máximos dos dois sinais, em torno de 2 s.

Os resultados apresentados não pretendem ser conclusivos, tornando necessária a realização de outros estudos a fim de confirmar se o sistema vestibular, de fato, contribui para o controle das oscilações corporais em condições não perturbadas. Adicionalmente, deve-se

procurar quantificar essa participação com o emprego de estímulos controlados.

O presente estudo sugere que as análises nos domínios do tempo, usando média coerente, e da frequência, por meio da função de transferência, constituem ferramentas úteis, que podem ser conjugadas para identificação de mecanismos do sistema de controle postural ortostático. A FCCN entre a média coerente dos dados de aceleração de cabeça e estabilometria não é adequada para estimar uma possível participação do sistema vestibular no controle postural ortostático.

### Agradecimentos

Este estudo foi parcialmente financiado pelas agências de fomento CNPq e CAPES.

### Referências

- [1] Winter DA, Patla AE, Prince F, Ishac M, Gielo-Periczak K. Stiffness control of balance in quiet standing. *Journal of Neurophysiology*. 1998; 80:1211-21.
- [2] Morasso PG, Baratto L, Capra R, Spada G. Internal models in the control of posture. *Neural Network*. 1999; 12:1173-80.
- [3] Teixeira FG, Jesus IRT, Mello RGT, Nadal J. Cross-correlation between head acceleration and stabilograms in humans in orthostatic posture. In: *Proceedings of the 34<sup>th</sup> Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*; 2012 Aug 27-31; San Diego, EUA. p. 3496-9.
- [4] Teixeira FG, Jesus IRT, Mello RGT, Nadal J. Role of vestibular sensor on body sway control: coherence between head acceleration and stabilogram. In: *Proceedings of the 34<sup>th</sup> Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*; 2012 Aug 27-31; San Diego, EUA. p. 4907-10.
- [5] Nashner LM, Shupert CL, Horak FB, Black FO. Organization of posture controls: an analysis of sensory and mechanical constraints. *Progress in Brain Research*. 1989; 80:411-8.
- [6] Shiavi R. *Introduction to Applied Statistical Signal Analysis*. San Diego: Academic Press; 1999.
- [7] Huang N, Shen Z, Long S, Wu M, Shih H, Zheng Q, Yen N, Tung C, Liu H; The Empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis. *Proceedings of the Royal Society*. 1998; 454:903-95.
- [8] Manly BFJ. *Randomization and Monte Carlo Methods in Biology*. New York: Chapman and Hall; 1991.
- [9] Kohn AF. Cross-correlation between EMG and center of gravity during quiet stance: theory and simulations. *Biological Cybernetics*. 2005; 93:382-8.