

# Analysis of static postural balance using a 3d electromagnetic system

*Análise do equilíbrio postural estático utilizando um sistema eletromagnético tridimensional*

José Ailton Oliveira Carneiro <sup>1</sup>, Taiza Elaine Grespan Santos-Pontelli <sup>2</sup>, José Fernando Colafêmina <sup>3</sup>, Antonio Adilton Oliveira Carneiro <sup>4</sup>, Eduardo Ferrioli <sup>5</sup>

## Keywords:

young adult,  
postural balance,  
sensory deprivation.

## Palavras-chave:

adulto jovem,  
equilíbrio postural,  
privação sensorial.

## Abstract

**E**arly detection of postural disorders is essential for timely interventions in patients with imbalance. **Aim:** A pilot study describing a new tool for evaluating static postural balance. **Study Design:** A cross-sectional study of a contemporary series. **Material and Method:** Twenty-five volunteers (15 women and 10 men) were evaluated. The mean age was  $25.8 \pm 4.2$  years, the mean weight was  $63.9 \pm 13.1$  Kg, the mean height was  $1.68 \pm 0.08$  m and the body mass index was  $22.3 \pm 3.3$  kg/m<sup>2</sup>. Posturography was done by analysing postural sway with an electromagnetic system; a sensor was attached to the skin over the spinous process of the first thoracic vertebra. Tests were carried out with the subjects in the orthostatic position for 90 seconds, with eyes opened (EO) and closed (EC) on stable and unstable surfaces. **Results:** When the influence of the surface was analyzed (stable x unstable) in the EO condition, there were significant differences in the middle-lateral parameters (m-l) ( $p=0.004$ ) and total path ( $p=0.01$ ), and in the m-l ( $p=0.004$ ) and total ( $p=0.014$ ) speed. In the EC condition, there were significant differences in all parameters ( $p<0.001$ ). The influence of the vision was observed in all parameters only on unstable surfaces ( $p<0.05$ ). **Conclusion:** The new tool was efficient for analysing postural sway.

## Resumo

**A** detecção precoce de distúrbios posturais é fundamental para a promoção de intervenções adequadas para pacientes com desequilíbrios. **Objetivo:** Este é um estudo piloto que descreve uma nova ferramenta para avaliação do equilíbrio postural estático. **Forma de Estudo:** Coorte contemporânea com corte transversal. **Material e Método:** Foram avaliados 25 voluntários (15 mulheres e 10 homens). Idade média de  $25,8 \pm 4,2$  anos, peso  $63,9 \pm 13,1$  Kg, estatura  $1,68 \pm 0,08$  m e índice de massa corporal  $22,3 \pm 3,3$  kg/m<sup>2</sup>. A posturografia foi realizada por meio da análise de oscilação postural utilizando um equipamento eletromagnético com um sensor fixado sobre o processo espinhoso da 1ª vértebra torácica. Os testes foram realizados com os sujeitos na posição ortostática durante 90 segundos, para as condições de olhos abertos (OA) e fechados (OF) em superfície estável e instável. **Resultados:** Quando analisada a influência da superfície (estável x instável) para o equilíbrio postural na condição OA, foram observadas diferenças significativas nos parâmetros de trajetória médio-lateral (m-l) ( $p=0.004$ ) e total ( $p=0.014$ ) e de velocidade m-l ( $p=0.004$ ) e total ( $p=0.014$ ). Na condição OF, foram observadas diferenças significativas em todos os parâmetros estudados ( $p<0.001$ ). Houve influência da visão em todos os parâmetros apenas na superfície instável ( $p<0.05$ ). **Conclusão:** A ferramenta utilizada se mostrou eficaz para a análise da oscilação postural.

<sup>1</sup> Mestrado, Doutorando - Departamento de Clínica Médica da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, FMRP-USP.

<sup>2</sup> Doutora, Departamento de Neurociências e Ciências do Comportamento da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, FMRP-USP.

<sup>3</sup> Doutor, Docente - Departamento de Oftalmologia, Otorrinolaringologia e Cirurgia da Cabeça e Pescoço da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, FMRP-USP.

<sup>4</sup> Pós-Doutor, Docente - Departamento de Física e Matemática da Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, FFCLRP-USP.

<sup>5</sup> Pós-Doutor, Docente - Departamento de Clínica Médica da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, FMRP-USP.

Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/FMRP-USP.

Endereço para correspondência: Rua João Nutti 215 ap.12 Campos Elíseos Ribeirão Preto SP 14085-510.

CAPEX e FAEPA

Este artigo foi submetido no SGP (Sistema de Gestão de Publicações) da BJORL em 15 de janeiro de 2010. cod. 6877

Artigo aceito em 5 de junho de 2010.

---

## INTRODUÇÃO

---

A avaliação do equilíbrio, na prática clínica, é fundamental para a detecção precoce de distúrbios posturais e para a promoção de intervenções adequadas para portadores de distúrbios do equilíbrio, proporcionando uma melhor compreensão e valorização das diferenças entre os indivíduos.

Quando o indivíduo está na postura ereta, seu corpo se move como um pêndulo simples invertido e os músculos que cruzam o eixo principal de rotação, o tornozelo, são capazes de controlar a posição do centro de massa corporal (CM)<sup>1</sup>. Outras sinergias posturais têm sido amplamente caracterizadas em respostas automáticas às perturbações externas devido a forças aplicadas inesperadamente na superfície de suporte<sup>2,3</sup> ou por ajustes antecipatórios precedendo a realização de movimentos voluntários<sup>4,7</sup>.

A capacidade de manutenção da postura depende das informações sensoriais, necessárias para que o sistema nervoso detecte tanto antecipadamente como subitamente perturbações externas e gere respostas coordenadas que tragam de volta para a base de suporte o centro CM<sup>8,9</sup>. Assim, são essenciais as informações aferentes dos sistemas vestibular, visual, proprioceptivo e interoceptivo, que promovem a interação do corpo com o espaço e possibilitam a manutenção do equilíbrio postural<sup>10-15</sup>.

Atualmente, existem várias ferramentas capazes de quantificar o equilíbrio postural, como plataformas de força, baropodômetro e sensores eletromagnéticos tridimensionais. Sua aplicação, no entanto, muitas vezes envolve custo elevado, tempo e mão de obra especializada, tanto para a aquisição quanto para a análise dos dados, o que faz com que exista uma carência do emprego dessas ferramentas na prática clínica e por alguns grupos de pesquisa.

O Teste Clínico de Integração Sensorial e Equilíbrio (CTSIB), cuja realização emprega a posturografia dinâmica computadorizada, foi desenvolvido com objetivo de identificar a contribuição dos três principais sistemas sensoriais envolvidos no equilíbrio (visão, vestibular e somatossensorial)<sup>16-18</sup>. O teste busca isolar as diversas contribuições sensoriais por meio da remoção ou distorção da superfície ou da visão<sup>16,19,20</sup>. No entanto, uma das grandes dificuldades para a utilização da posturografia computadorizada em testes de equilíbrio é o custo do equipamento envolvido (plataforma de força) e a dificuldade de seu transporte para diferentes ambientes.

Uma ferramenta disponível, mas pouco avaliada e empregada para a realização do estudo do equilíbrio postural, é o sistema de sensores eletromagnéticos tridimensional que tem como vantagens potenciais o menor custo e a facilidade de transporte para diferentes ambientes. Atualmente, existem vários modelos deste equipamento com diferentes números de sensores. Estes podem ser em-

pregados no estudo da posturografia multissegmentar por permitir o registro de pequenas oscilações dos diferentes segmentos corporais e, portanto, a investigação direta da cinemática dos movimentos controladores da postura<sup>7,12,21</sup>.

Accornero et al. empregaram esta tecnologia para estudo de voluntários com dois sensores, um fixado na cabeça e o outro na região lombar em superfície estável com olhos abertos e fechados. O uso de sensores na cabeça, no entanto, limita as possibilidades de análise pelos vários graus de liberdade dos movimentos deste segmento corporal.

O presente estudo teve por objetivo avaliar um novo método para a análise do equilíbrio postural estático, empregando um sistema eletromagnético tridimensional com um único sensor durante o Teste Clínico Modificado de Integração Sensorial e Equilíbrio (mCTSIB). As vantagens do método proposto seriam sua portabilidade e o reduzido custo de aplicação, além do fornecimento de dados simples e de fácil interpretação.

---

## MATERIAL E MÉTODO

---

Trata-se de um estudo de corte contemporânea com corte transversal.

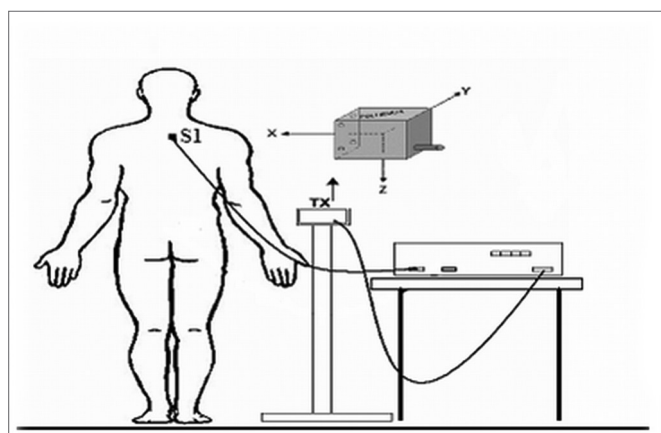
Neste estudo foram incluídos 25 voluntários saudáveis (15 mulheres e 10 homens), com idade entre 18 e 35 anos. Os voluntários que participaram da pesquisa foram selecionados entre os frequentadores do campus de uma universidade pública, incluindo-se, neste universo, estudantes e profissionais. Todos os voluntários foram informados, detalhadamente, sobre os métodos envolvidos nesta pesquisa e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido. Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisas local (Processo 244/2008).

Os voluntários foram submetidos a anamnese para a identificação de possíveis doenças. Foram critérios de exclusão desta pesquisa a presença de disfunções vestibulares, neurológicas, osteomusculares, cardiovasculares, psiquiátricas e problemas visuais sem o uso de lentes corretivas.

Foram medidos o peso e altura dos voluntários para o cálculo do índice de massa corporal (IMC). Para avaliação do peso corporal foi utilizada uma balança digital (marca Filizola) com variação de 0,1 Kg, com o indivíduo vestindo roupas leves e descalço. A altura corporal foi medida utilizando um estadiômetro em barra vertical, inextensível, graduada a cada 0,5cm. Todos os voluntários foram classificados como sedentários segundo o Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ, versão curta 8.0).

O sistema de sensores eletromagnéticos - POLHEMUS® Patriot (Polhemus, EUA) foi utilizado para determinar a posição e orientação espacial dos voluntários em três dimensões. Foi registrada a posição relativa (coordenadas x, y, z e os ângulos de Euler ( $\theta$ ,  $\phi$ ,  $\rho$ )) entre o sensor receptor o qual foi fixado sobre o processo espinhoso da 1ª

vértebra torácica do voluntário. O transmissor do sistema foi colocado sobre um suporte desacoplado do corpo do voluntário a uma distância de aproximadamente 40 cm e na altura do sensor (Figura 1). Os dados foram transferidos para um *notebook* em uma taxa de 100 amostragens por segundo por meio de uma conexão USB e interface de controle e processamento desenvolvido em ambiente LabView 8.0. O processamento dos dados foi feito paralelamente à sua digitalização permitindo a visualização do perfil de oscilação do voluntário em tempo real, por meio da apresentação gráfica independente das três coordenadas x,y,z do registro. Essas coordenadas representam os movimentos no sentido ântero-posterior, médio-lateral e crânio-caudal.



**Figura 1.** Localização dos sensores eletromagnéticos. Tx: transmissor e os 3 planos. S1: 1ª vértebra torácica.

As superfícies utilizadas foram uma plataforma de madeira com 1cm de altura, 50cm de comprimento e 50cm de largura e uma plataforma de espuma com densidade de 30 kg/m<sup>3</sup>, com 5cm de altura, 50cm de comprimento e 50cm de largura<sup>22</sup>.

Durante a aquisição dos dados, os voluntários permaneceram em posição ortostática com os braços soltos ao lado do corpo e os pés levemente afastados sob uma superfície de referência. Ademais, foram instruídos a manterem-se estáticos, não movimentando membros superiores, calcanhares e pés, sobre a plataforma de madeira (superfície estável) e, em seguida, sobre a plataforma de espuma (superfície instável). Foi realizado o Teste Clínico Modificado de Integração Sensorial e Equilíbrio (mCTSIB), que consiste em 4 condições sensoriais as quais foram realizadas na seguinte ordem: condição 01: superfície estável com os olhos abertos (OASE); condição 02: superfície estável com os olhos fechados (OFSE); condição 03: superfície instável com olhos abertos (AOSI); condição 04: superfície instável com olhos fechados (OFSI). Nas condições com olhos abertos os indivíduos foram orientados a manter fixação ocular em um ponto colocado a uma distância

de 1,5 metros à sua frente. Cada condição sensorial foi avaliada durante 90 segundos.

Os dados registrados e armazenados no notebook foram submetidos a um processamento matemático realizado por um programa desenvolvido especialmente para esta finalidade em ambiente LabView 8.0 e transformados em valores de deslocamento máximo, velocidade e trajetória.

Foi considerado deslocamento máximo ântero-posterior a maior amplitude de movimento no sentido ântero-posterior (a-p) e deslocamento máximo médio-lateral a maior amplitude de movimento no sentido médio-lateral (m-l). A trajetória (deslocamento total) foi definida como o trajeto total realizado pelo corpo durante o tempo de aquisição dos dados nos sentidos ântero-posterior e médio-lateral. A velocidade média foi calculada como a razão entre a trajetória (deslocamento total) e o tempo. Para a realização da análise estatística dos dados com correção de acordo com a altura de cada voluntário, o seguinte cálculo foi efetuado: variável/altura.

O teste de Shapiro-Wilk foi empregado para testar se as variáveis tinham distribuição normal. Para analisar as características físicas da população estudada utilizou-se o teste t de Student e para as comparações entre as condições sensoriais foram aplicados os testes ANOVA e o post hoc de Tukey, adotando testes bicaudais com nível de significância de 5%. O teste de correlação de Pearson foi utilizado para a análise de correlação entre as variáveis sem e com a correção pela altura dos voluntários. Os dados foram processados eletronicamente utilizando-se o programa Statistical Package for the Social Sciences® (SPSS) versão 16.0 e para a confecção dos gráficos, foi utilizado pacote estatístico Origin®, versão 6.0 (Microcal Origin®, 6.0, EUA).

## RESULTADOS

A população estudada apresentou valores médios de idade igual a 25,8±3,6 anos, altura igual a 1,69±0,08 m, peso igual a 64,4±2,5 Kg e IMC igual a 22,3±3,3 kg/m<sup>2</sup>.

A Tabela 1 apresenta os valores das variáveis nas condições OA e OF na superfície estável e instável sem e com a correção dos dados pela altura dos indivíduos. Ao analisar a influência da visão na superfície estável, não foram observadas diferenças significativas em nenhum dos parâmetros estudados quando comparadas as condições OA e OF. Entretanto, todos os parâmetros apresentaram diferenças significativas quando comparadas estas duas condições na superfície instável (p<0.05).

Quando analisada a influência da superfície (estável x instável) para o equilíbrio postural com os dados sem correção pela altura de cada indivíduo na condição OA, foram observadas diferenças significativas nos parâmetros de trajetória m-l (p=0.004), trajetória total (p=0.014), velocidade m-l (p=0.004) e velocidade total (p=0.014). Na condição de OF, foram observadas diferenças significativas

**Tabela 1.** Valores das variáveis deslocamento máximo, trajetória e velocidade dos voluntários nas diferentes condições sensoriais sem e com a correção dos dados pela altura de cada voluntário.

VARIÁVEIS	PRESENÇA DE CORREÇÃO DOS DADOS PELA ALTURA	OASE	OFSE	OASI	OFSI
Desl. Máximo a-p (cm) (média± desvio padrão)	sem	2.37±0.97	2.78±1.23	3.51±1.47	5.14±2.13 b d
	com	1.62±0.55	1.61±0.69	2.08±0.85	3.03±1.18 b d
Desl. Máximo m-l (cm) (média± desvio padrão)	sem	1.65±1.14	1.33±0.58	2.28±0.7	3.01±1.12 b d
	com	0.96±0.64	0.78±0.33	1.36±0.42	1.78±0.63 b d
Trajetória a-p (cm) (média± desvio padrão)	sem	76.6±14.37	86.93±16.09	90.45±25.69	110.95±27.78 b d
	com	45.88±10.28	49.66±11.2	54.33±17.62	66.31±18.58 b d
Trajetória m-l (cm) (média± desvio padrão)	sem	43.42±10.99	44.7±11.30	54.62±11.85 c	64.85±11.45 b d
	com	25.85±6.75	25.96±7	32.61±7.79 c	38.46±6.08 b d
Trajetória Total (cm) (média± desvio padrão)	sem	118.46±19	128.42±21.16	142.67±32.9 c	168.68±34.37 b d
	com	70,82±13,71	72,67±14,92	85,55±23,1 c	100,7±23 b d
Velocidade a-p (cm/s) (média± desvio padrão)	sem	0.85±0.15	0.97±0.17	1.00±0.28	1.23±0.31 b d
	com	0.51±0.11	0.55±0.12	0.60±0.19	0.73±0.2 b d
Velocidade m-l (cm/s) (média± desvio padrão)	sem	0.48±0.12	0.5±0.12	0.60±0.13 c	0.72±0.12 b d
	com	0.28±0.07	0.28±0.07	0.36±0.08 c	0.42±0.06 b d
Velocidade Total (cm/s) (média± desvio padrão)	sem	1.31±0.21	1.43±0.23	1.58±0.36 c	1.87±0.38 b d
	com	0.78±0.15	0.81±0.16	0.95±0.25 c	1.12±0.25 b d

OASE: olhos abertos, superfície estável; OFSE: olhos fechados, superfície estável; OASI: olhos abertos, superfície instável; OFSI: olhos fechados, superfície instável; a-p: ântero-posterior; m-l: médio-lateral.

a = diferença significativa ( $p < 0.05$ ) entre as condições OASE X OFSE - Influência da visão

b = diferença significativa ( $p < 0.05$ ) entre as condições OASI X OFSI - Influência da visão

c = diferença significativa ( $p < 0.05$ ) entre as condições OASE X OASI - Influência da superfície

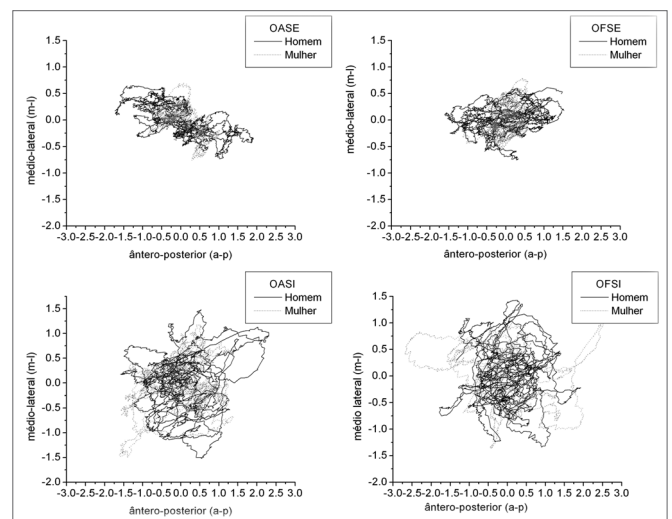
d = diferença significativa ( $p < 0.05$ ) entre as condições OFSE X OFSI - Influência da superfície

em todos os parâmetros estudados ( $p < 0.001$ ).

Foi observada forte correlação ( $r \geq 0,95$ ;  $p < 0,001$ ) entre todas as variáveis sem e com a correção em relação à altura dos indivíduos.

A Figura 2 apresenta os estatocinesigramas nas diferentes condições sensoriais de um homem e de uma mulher com alturas de 1,75 e 1,59m, respectivamente. Estes mostram a trajetória da oscilação postural total de um indivíduo durante os 90 segundos e, portanto, representam mapas da oscilação postural na direção ântero-posterior e médio-lateral<sup>23</sup>. Através destes gráficos é possível observar que quanto menos informação sensorial o indivíduo dispõe, maior a sua área de oscilação. Por meio desta análise podem-se obter conclusões mais aprofundadas do equilíbrio postural de um indivíduo durante o tempo de aquisição.

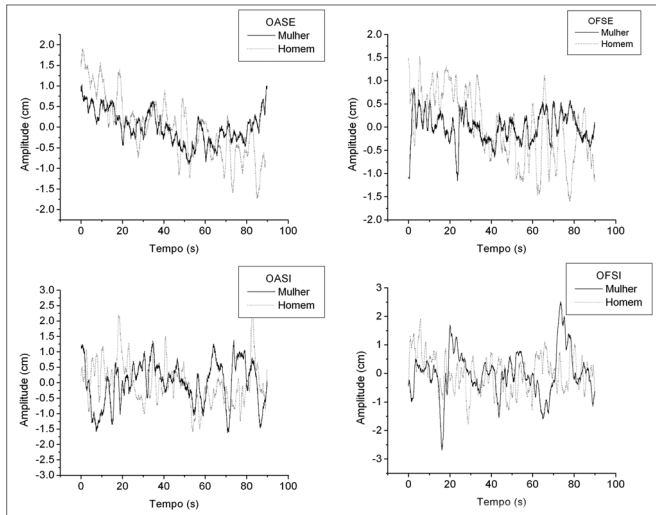
As Figuras 3 e 4 apresentam os estabilogramas nas diferentes condições sensoriais de um homem e de uma mulher com alturas de 1,75 e 1,59m, respectivamente. Estes mostram as amplitudes de oscilação postural em relação ao tempo de aquisição no sentido a-p e m-l, o que permite uma análise mais detalhada das amplitudes de oscilação em um determinado momento<sup>23</sup>. Os estabilogramas permitem a identificação dos períodos do teste



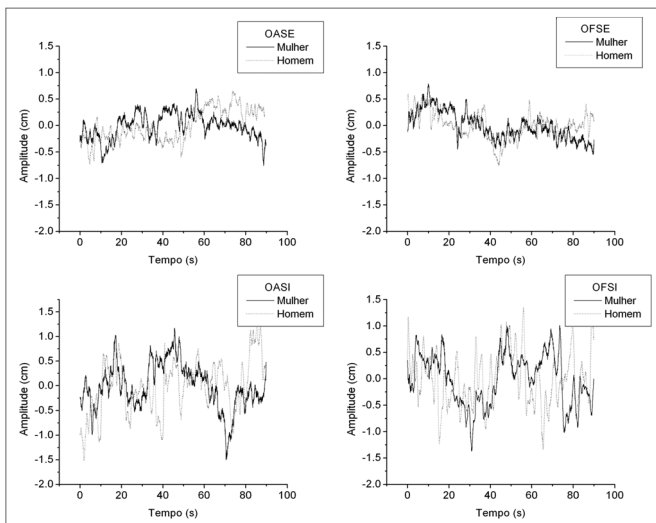
**Figura 2.** Estatocinesigrama de um homem e uma mulher em todas condições sensoriais no sentido ântero-posterior (a-p) e médio-lateral (m-l).

em que o indivíduo obteve maiores picos de oscilações (maiores riscos de quedas). Na Figura 3, representa-se a amplitude da oscilação postural na direção ântero-posterior e na Figura 4 na direção médio-lateral.





**Figura 3.** Estabilograma de um homem e uma mulher em todas condições sensoriais no sentido ântero-posterior (a-p).



**Figura 4.** Estabilograma de um homem e uma mulher em todas condições sensoriais no sentido médio-lateral (m-l).

## DISCUSSÃO

Neste estudo, o emprego de um equipamento eletromagnético tridimensional (Polhemus®) com um único sensor, posicionado sobre a coluna torácica, mostrou ser eficaz para o registro de informações sobre a oscilação postural e para detectar diferenças entre as condições sensoriais. Para a aquisição, tratamento e análise das informações obtidas pelo equipamento foram desenvolvidos, por nosso grupo, programas específicos para análise da postura humana. Por isso, este método se tornou de fácil aplicação, análise e interpretação dos dados.

A avaliação do equilíbrio postural é tradicionalmente realizada através do Teste Clínico de Integração Sensorial e Equilíbrio (CTSIB) que consiste na combinação de

condições sensoriais visuais (olhos abertos, olhos fechados e conflito visual) e da superfície de apoio (normal e orientação imprecisa). As seis condições sensoriais resultantes ajudam na identificação tanto da informação sensorial em que o paciente primariamente confia para sua orientação espacial quanto das situações de conflito sensorial que provocam instabilidade<sup>24</sup>. No presente estudo foi utilizado o Teste Clínico Modificado de Integração Sensorial e Equilíbrio (mCTSIB) que, segundo Rosa et al. (2006)<sup>25</sup>, fornece evidências globais da função sensorial relacionada ao equilíbrio corporal, mas não fornece informações específicas relacionadas com cada sistema isoladamente (sistemas visual, somatossensorial e vestibular).

O uso do sistema tridimensional e a realização de testes em diferentes condições sensoriais possibilitou a análise da influência tanto da visão (olhos abertos e fechados), quanto da superfície (estável e instável) para a manutenção do equilíbrio. Assim como observado em diversos estudos que utilizaram a plataforma de força<sup>26-29</sup>, o sistema tridimensional (Polhemus®) também foi capaz de evidenciar diferenças significativas entre as condições olhos abertos e fechados quando em superfície instável, o que tradicionalmente não ocorre em superfície estável. Isto implica que as informações proprioceptivas são mais relevantes do que as informações visuais para o equilíbrio estático.

De acordo com Chiari et al., a altura é um parâmetro relevante para análise do equilíbrio em modelos de pêndulo invertido<sup>30</sup>. Entretanto, a correção dos dados em relação à altura dos indivíduos evidenciou ausência de influência da altura no equilíbrio postural da presente amostra avaliada pelo equipamento eletromagnético tridimensional (Polhemus®). Resultados semelhantes foram encontrados por Kim et al. utilizando a plataforma de força<sup>31</sup>.

O sistema de sensores eletromagnéticos tridimensional (Polhemus®) é usado em diversas aplicações por ser um instrumento capaz de medir a posição e orientação espacial de um objeto em tempo real com precisão de 2mm. No entanto, para aplicações na área da posturografia, este instrumento ainda é pouco utilizado. Até o limite de nosso conhecimento, foi publicado apenas um estudo desenvolvido por Accornero et al., em 1997, empregando esta tecnologia.

O presente estudo propõe um método diferente do trabalho citado acima e, empregando um único sensor fixado em uma diferente posição, mostrou que é possível medir parâmetros do equilíbrio postural e detectar as possíveis mudanças em relação às condições sensoriais. Foi, ainda, desenvolvido e empregado um novo *software* de aquisição e análise. Ademais, enquanto no trabalho de Accornero et al. os voluntários foram estudados apenas na superfície estável, o presente estudo avaliou a oscilação postural tanto na superfície estável quanto instável.

Como limitação para o emprego deste equipamento, deve-se mencionar o ambiente de aquisição dos dados,

pois é necessário evitar locais que possuam em sua estrutura quantidade considerável de metal ou sistema elétrico, os quais podem causar campo magnético capaz de interferir diretamente na coleta de dados. Este é um estudo piloto que foi realizado apenas com um grupo de jovens saudáveis. São necessários estudos posteriores para identificar a sensibilidade do método a fim de detectar diferenças nos parâmetros avaliados em diversas populações. Ademais, o acréscimo de um estímulo causador de conflito visual a fim de realizar o teste original CTSIB, além da utilização de uma superfície em movimento para avaliação dinâmica do controle postural poderão ampliar significativamente a utilização deste equipamento.

## CONCLUSÕES

Em conclusão, este trabalho apresenta um método acessível que emprega um equipamento de fácil transporte para análise da oscilação postural em diferentes condições sensoriais, além de apresentar dados de indivíduos saudáveis para, posteriormente, serem comparados com outras populações e indivíduos portadores de diversas doenças. Esta ferramenta pode se mostrar útil tanto para traçar adequadas condutas de reabilitação, quanto para fornecer informações que possam ser utilizadas na monitoração dos resultados de um determinado tratamento.

## AGRADECIMENTOS

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pela bolsa de Mestrado e à Fundação de Apoio ao Ensino, Pesquisa e Assistência (FAEPA) do HCFMRP, pelo apoio financeiro.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Winter DA, Patla AE, Prince F, Ishac M, Gielo-Periczak K. Stiffness control of balance in quiet standing. *J Neurophysiol.* 1998; 80 (3):1211-21.
2. Horak FB, Diener HC, Nashner LM. Influence of central set on human postural responses. *J Neurophysiol.* 1989; 62 (4): 841-53.
3. Horak FB, Henry SM, Shumway-Cook A. Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. *Phys Ther.* 1997; 77(5): 517-33.
4. Bouisset S, Richardson J, Zattara M. Are amplitude and duration of anticipatory postural adjustments identically scaled to focal movement parameters in humans? *Neurosci Lett.* 2000; 278 (3): 153-6.
5. Crenna P, Frigo C. A motor programme for the initiation of forward-oriented movements in humans. *J Physiol.* 1991; 437: 635-53.
6. Hatzitaki V, Amiridis IG, Arabatzi F. Aging effects on postural responses to self-imposed balance perturbation. *Gait Posture.* 2005; 22 (3): 250-7.
7. Pedotti A, Crenna P, Deat A, Frigo C, Massion J. Postural synergies in axial movements: short and long-term adaptation. *Exp Brain Res.* 1989; 74 (1): 3-10.
8. Ribeiro ASB, Pereira JS. Melhoram do equilíbrio e redução da possibilidade de queda em idosos após os exercícios de Cawthorne e Cooksey. *Braz J Otorrinolaryngol.* 2005; 71 (1): 38-46.
9. Shumaway CA, Woollacott MH. Controle Motor: Teorias e Aplicações práticas. 2ª ed. Barueri: Manole; 2003.
10. Duarte M, Sternad D. Complexity of human postural control in young and older adults during prolonged standing. *Exp Brain Res.* 2008; 191 (3): 265-76.
11. Mittelstaedt H. Origin and processing of postural information. *Neurosci Biobehav Rev.* 1998; 22, (4): 473-8.
12. Accornero N, Capozza M, Rinalduzzi S, Manfredi GW. Clinical multisegmental posturography: Age-related changes in stance control. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1997; 105: 209-13.
13. Novalo ES, Pedalini MEB, Bittar RSM, Lorenzi MC, Bottino MA. Posturografia dinâmica computadorizada: Avaliação quantitativa de pacientes com vestibulopatia tratados por meio de reabilitação vestibular. *Arq Int Otorrinolaringol.* 2008; 12 (2): 253-7.
14. Peterka RJ. Sensorimotor integration in human postural control. *J Neurophysiol.* 2002; 88 (3): 1097-117.
15. Palm HG, Strobel J, Achatz G, Von Luebken F, Friemert B. The role and interaction of visual and auditory afferents in postural stability. *Gait Posture.* 2009; 30(3):328-33.
16. Steindl R, Kunz K, Schrott-Fischer A, Scholtz AW. Effect of age and sex on maturation of sensory systems and balance control. *Dev Med Child Neurol.* 2006; 48 (6): 477 - 82.
17. Cherng RJ, Chen JJ, Su FC. Vestibular system in performance of standing balance of children and young adults under altered sensory conditions. *Percept Mot Skills.* 2001; 92 (3 Pt 2): 1167-79.
18. Riley MA, Clark S. Recurrence analysis of human postural sway during the sensory organization test. *Neurosci Letter.* 2003; 342 (1): 45-8.
19. Wrisley DM, Stephens MJ, Mosley S, Wojnowski A, Duffy J, Burkard R. Learning effects of repetitive administrations of the sensory organization test in healthy young adults. *Arch Phys Med Rehabil.* 2007; 88 (8): 1049-54.
20. Nashner LM. Computerized dynamic posturography. In: Jacobson GP, Newman CW, Kantush JM, editors. *Handbook of balance function testing.* St. Louis, Missouri: Mosby-Year Book, 1993: 280 - 307.
21. Day BL, Steiger MJ, Thompson PD, Marsden CD. Effect of vision and stance width on human body motion when standing: implications for afferent control of lateral sway. *J Physiol.* 1993; 469: 479-99.
22. Guerraz M, Shallo-Hoffman J, Yarrow K, Thilo KV, Brostein AM, Gresty MA. Visual control of postural orientation and equilibrium in congenital nystagmus. *Investig Ophthalmol Vis Sci.* 2000; 41 (12): 3798-804.
23. Freitas SMSF, Duarte M. Métodos de Análise do Controle Postural. Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo. 2006. Disponível em <http://demotu.org/pubs/Estabilografia.pdf>. Acessado em 18 de maio de 2008.
24. Shumway-Cook A, Horak FB. Assessing the influence of sensory interaction on balance. *Phys Ther.* 1986;66: 1548-50.
25. Rosa JLS, Perracini MR, Ganança FF. Estabilometria em pacientes com doença de ménière. *Acta ORL.* 2006, 24 (4): 232 - 8.
26. Liaw MY, Chen CL, Pei YC, Leong CP, Lau YC. Comparison of the Static and Dynamic Balance Performance in Young, Middle-aged, and Elderly Healthy People. *Chang Gung Med J.* 2009; 32 (3): 297-304.
27. Era P, Sainio P, Koskinen S, Haavisto P, Vaara M, Aromaa A. Postural balance in random sample of 7979 subjects aged 30 years and over. *Gerontology.* 2006; 52 (4): 204-13.
28. Baloh RW, Fife TD, Zwerling L, Socotch T, Jacobson K, Bell T, Beykirch K. Comparison of static and dynamic posturography in young and older normal people. *J Am Geriatr Soc.* 1994; 42 (4): 405-12.
29. Scholtz AW, Federspiel T, Appenroth E, Thumfart WF. Effects of standardized optokinetic stimuli on standing stability. *Laryngorhinootologie.* 2000; 79 (6): 315-9.
30. Chiari L, Rocchi L, Cappello A. Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. *Clin Biomech.* 2002; 17: 666-77.
31. Kim JW, Eom GM, Kim CS, Kim DH, Lee JH, Park BK, et al. Sex differences in the postural sway characteristics of young and elderly subjects during quiet natural standing. *Geriatr Gerontol Int.* 2010; 10: 191-8.