

# A pilot study on the evaluation of postural strategies in young and elderly subjects using a tridimensional electromagnetic system

*Um estudo piloto na avaliação das estratégias posturais em jovens e idosos usando 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:

aged;  
postural balance;  
sensory deprivation;  
young adult.

## Palavras-chave:

adulto jovem;  
equilíbrio postural;  
idoso;  
privação sensorial.

## Abstract

One resorts to various postural strategies while attempting to maintain balance. **Objective:** To assess the postural strategies adopted by young and elderly subjects in varying sensory conditions by using a system of tridimensional electromagnetic sensors positioned on the projection of the first thoracic vertebra and on the sacral region. Postural oscillation values for young and elderly subjects were also reported. **Method:** This observational cross-sectional study enrolled 25 young and 16 elderly individuals. A Polhemus™ device equipped with two sensors was used to assess postural oscillation parameters (maximum displacement, mean velocity, and trajectory). Data acquisition was carried out with subjects standing while undergoing a 90-second test in four sensory conditions: eyes opened, eyes closed, on a stable surface, and on an unstable surface. **Results:** Sensors 1 and 2 presented significant cross-correlations in all sensory conditions for both groups ( $r > 0.99$ ;  $p < 0.001$ ). No statistically significant differences were seen when the cross-correlations for both groups were compared. **Conclusion:** This study presented an important tool to analyze postural oscillation and assess the postural strategies of young and elderly subjects in different sensory conditions. Young and elderly individuals presented strong correlations between sensors (ankle strategy), but no statistically significant differences were seen between groups.

## Resumo

Para manter o equilíbrio postural, algumas estratégias posturais são normalmente usadas. **Objetivo:** Avaliar as estratégias posturais de jovens e idosos em diferentes condições sensoriais usando um sistema de sensores eletromagnéticos tridimensionais posicionados na primeira vértebra torácica e região sacral. Também reportamos valores de oscilação postural dos jovens e idosos. **Método:** Estudo transversal observacional. Participaram do estudo 25 jovens e 16 idosos. O equipamento Polhemus™ com dois sensores foi usado para avaliar os parâmetros de oscilação postural (deslocamento máximo, velocidade média e trajetória). A aquisição dos dados foi realizada com os sujeitos em pé, realizando um teste de 90 segundos para as quatro condições sensoriais: olhos abertos e fechados nas superfícies estável e instável. **Resultados:** Os sensores 1 e 2 apresentaram alta correlação cruzada em todas as condições sensoriais para ambos os grupos ( $r > 0.99$ ;  $p < 0.001$ ). Comparando a correlação cruzada entre os grupos, não foram observadas diferenças significativas. **Conclusão:** Este estudo apresentou uma importante ferramenta na análise de oscilação postural e na avaliação das estratégias posturais de jovens e idosos em diferentes condições sensoriais. Os jovens e idosos apresentaram uma forte correlação entre os sensores (estratégia do tornozelo), porém, não foram observadas diferenças significativas entre os grupos.

<sup>1</sup> Doutor (Professor do curso de Educação física da Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia – UESB).

<sup>2</sup> Doutora - Departamento de Neurociências e comportamento, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto-FMRP/USP (Pós-doutoranda).

<sup>3</sup> Doutor - Departamento de Oftalmologia, Otorrinolaringologia e Cirurgia de cabeça e Pescoço, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/FMRP-USP (Docente).

<sup>4</sup> Doutor - Departamento de Física e Matemática, Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto/FFCLRP-USP (Docente).

<sup>5</sup> Doutor (Docente - Departamento de Clínica Médica/Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - FMRP/USP).

Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/FMRP-USP.

Endereço para correspondência: José Ailton Oliveira Carneiro. Universidade Estadual do Sudoeste da Bahia (UESB). Av. José Moreira Sobrinho, S/N. Jequiezinho. Jequié - BA. Brasil. CEP: 45206-190. E-mail: hitoef@yahoo.com.br

CAPES e FAEPA.

Este artigo foi submetido no SGP (Sistema de Gestão de Publicações) do BJORL em 17 de outubro de 2012. cod. 10526.

Artigo aceito em 29 de dezembro de 2012.

---

## INTRODUÇÃO

---

O sistema de controle postural deve ser robusto o suficiente para regular o equilíbrio em condições instáveis e versátil o suficiente para permitir o rápido início do movimento. Enquanto está de pé, o ser humano não permanece imóvel, mas oscila. Tais oscilações com movimentos lineares ou angulares do corpo são respostas neuromusculares utilizadas para a manutenção do equilíbrio postural<sup>1,2</sup>. Na ocorrência de instabilidade, o sistema nervoso deve gerar, tanto antecipada como imediatamente, respostas coordenadas para manter o equilíbrio postural<sup>3</sup>. A integridade do Sistema Nervoso Central (SNC) é necessária ao reconhecimento das posições e movimentos da cabeça em relação ao corpo e ao ambiente. Ainda, de modo a manter um equilíbrio postural adequado, o SNC depende das informações aferentes dos sistemas proprioceptivos e interoceptivos vestibular e visual, que promovem a interação do corpo com o espaço<sup>2,4,5</sup>.

De maneira a manter o equilíbrio, algumas respostas neuromusculares ou estratégias posturais são comumente usadas por adultos. Dois modelos foram propostos a partir do estudo das propriedades biomecânicas da postura estática. O primeiro modelo é conhecido como “pêndulo invertido”, em que as oscilações de cabeça e quadril são concordantes, como na “estratégia do tornozelo”, na qual esta é a articulação oscilante<sup>6,7</sup>. O segundo, mais flexível e caracterizado pelas oscilações discordantes de cabeça e quadril, é chamado “pêndulo duplo invertido” ou “estratégia do quadril”. Uma terceira estratégia oriunda do estudo das propriedades biomecânicas da postura dinâmica, que inclui a análise da sinergia axial e ajustes posturais antecipatórios, chama-se “estratégia do passo”<sup>8,9</sup>. Quando ocorre um distúrbio externo, o mesmo é seguido das estratégias posturais descritas acima (estratégias do tornozelo ou do quadril) ou pela estratégia dinâmica do passo<sup>6,7</sup>.

Uma das dificuldades que pesquisadores e terapeutas que trabalham com equilíbrio postural enfrentam é a escassez de instrumentos que quantifiquem a oscilação postural mais precisamente. A variável mais comumente medida para a avaliação do controle postural é o centro de pressão (CDP). O CDP é o ponto de aplicação da resultante das forças verticais sobre a superfície de apoio, estudado com o uso de plataformas de força<sup>1</sup>. Outros métodos de análise posturográfica descritos na literatura incluem a baropodometria, que utiliza sistemas de baropodômetros eletrônicos<sup>10</sup>, e a posturografia multissegmentar, que utiliza sensores eletromagnéticos<sup>11</sup>.

A posturografia multissegmentar detecta e registra pequenas oscilações corporais, permitindo assim a investigação direta da cinemática do movimento do controle postural, proporcionando uma análise dos vários

segmentos do corpo em função do número de sensores. As estruturas mais comumente analisadas são tornozelo, quadril, tronco e cabeça<sup>11-14</sup>.

O sistema de sensores eletromagnéticos Polhemus™ é um instrumento portátil que permite a execução de avaliações em uma ampla gama de ambientes, sendo mais acessível que as plataformas de força, representando, assim, uma importante ferramenta nesta área de conhecimento. Apesar de o sistema ter sido anteriormente empregado na análise das oscilações corporais e estratégias posturais<sup>11</sup>, os sensores nesse estudo anterior foram posicionados na cabeça e na região lombar, que têm elevada mobilidade. Tais posições de sensores não permitem o estudo preciso das estratégias posturais, já que a cabeça pode se mover independentemente do tronco, enquanto cabeça e região lombar podem se mover sem que haja movimento do quadril.

Portanto, o objetivo do presente estudo foi avaliar as estratégias posturais de jovens e idosos utilizando o sistema eletromagnético tridimensional com dois sensores, posicionados na projeção da primeira vértebra torácica e na região sacral. Também foram relatados valores para oscilação postural em jovens e idosos com o equipamento em diferentes condições sensoriais.

---

## MÉTODO

---

### Participantes

O presente estudo transversal incluiu 25 voluntários jovens (15 mulheres e 10 homens) e 16 mulheres idosas com idades médias de  $25,8 \pm 4,2$  e  $68,3 \pm 2,7$  anos, pesos corporais médios de  $63,9 \pm 13,1$  e  $59,1 \pm 7,1$  kg, alturas médias de  $1,68 \pm 0,1$  e  $1,58 \pm 0,05$  m e IMCs médios de  $22,6 \pm 3,3$  e  $23,4 \pm 1,6$  kg.m<sup>2</sup>, respectivamente. Os voluntários foram entrevistados para a identificação de afecções. Participantes com doença vestibular, neurológica, osteomuscular, cardiovascular e psiquiátrica, ou com disfunção visual sem uso de lentes corretivas foram excluídos. Todos os participantes receberam informações detalhadas sobre a pesquisa e assinaram um formulário de consentimento informado antes do início dos estudos. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da instituição (protocolo número 244/2008).

### Instrumentação

Um sistema de transdutores eletromagnéticos Polhemus™ Patriot com dois sensores foi utilizado para se determinar a posição e a orientação espacial (oscilação postural) do segmento ao qual foi fixado, ou seja, tronco e região sacral, em três dimensões, por meio do registro das posições relativas entre receptor e sensores transmissores. Este sistema, composto por três bobinas perpendiculares ( $22,9$  mm x  $28,3$  mm x  $15,2$  mm) ligadas a um amplificador,

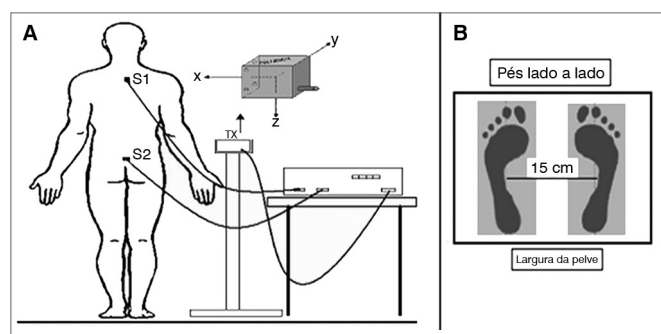
baseia-se na emissão e detecção de campos magnéticos, com uma precisão de 2 mm (absoluta) e aproximadamente 0,1 mm (relativa), além de boa acurácia. O sistema tem sensibilidade normal num raio de um metro (ajustável para três metros) entre receptor e sensores do transmissor. Seis parâmetros espaciais (coordenadas  $x$ ,  $y$ ,  $z$  e ângulos de Euler  $\theta$ ,  $\phi$ ,  $\rho$ ) para cada sensor foram adquiridos e transferidos para um computador em tempo real através de interface USB e do ambiente LabView 8.0 com software específico. A frequência de aquisição da amostragem foi de 100 Hz.

O processamento de dados foi feito por varredura em paralelo, permitindo a visualização do perfil da oscilação dos voluntários em tempo real por meio da apresentação gráfica das três coordenadas independentes  $x$ ,  $y$ ,  $z$  do registro. Tais coordenadas representam os movimentos nos eixos anteroposterior, mediolateral e craniocaudal.

As superfícies empregadas para avaliação foram uma plataforma de madeira medindo 1 x 50 x 50 cm (superfície estável) e uma plataforma de espuma 30 kg/m<sup>3</sup> medindo 5 x 50 x 50 cm (superfície instável)<sup>15</sup>.

## Procedimento

Durante a avaliação, os voluntários primeiramente permaneceram de pé em posição ortostática sobre a plataforma de madeira (superfície estável) e depois sobre a plataforma de espuma (superfície instável). A plataforma de espuma reduz a qualidade e/ou quantidade de informações somatossensoriais no tornozelo e aumenta a instabilidade dos indivíduos participantes. Os sensores magnéticos foram colocados sobre a pele, fixados com bandagem sobre o processo espinhoso da primeira vértebra torácica (S1) e sobre a região sacral (S2). A bobina do transmissor magnético foi colocada sobre um apoio estável a cerca de 40 cm do corpo do voluntário a uma altura intermediária do sensor (Figura 1).



**Figura 1.** A: Localização dos sensores eletromagnéticos; Tx: Transmissor e representação dos três planos; S1 e S2: Primeira vértebra torácica e região sacral; B: Superfície com posição dos pés.

Antes do início da aquisição de dados, os voluntários foram solicitados a ficar de pé com os braços repousando ao lado do corpo e com os pés lado a lado paralelamente

à largura da pelve. O pesquisador não observou presença de movimento de ante ou retroversão dos quadris dos voluntários durante os testes.

A aquisição de dados foi executada em testes de 90 segundos para cada uma das quatro condições: olhos abertos em superfície estável (EOSS), olhos abertos em superfície instável (EOUS), olhos fechados em superfície estável (ECSS) e olhos fechados em superfície instável (ECUS). Durante os testes com olhos abertos, os participantes foram solicitados a olhar para um objeto afixado na parede a uma distância de um metro à altura dos olhos. Este conjunto de testes também é conhecido como teste clínico modificado de interação sensorial no equilíbrio (mCTSIB)<sup>2</sup>.

## Análise de dados

Os parâmetros de oscilação postural analisados no presente estudo foram deslocamento máximo, trajetória e velocidade média. O deslocamento anteroposterior (AP) máximo foi definido como a mais elevada amplitude de movimento no eixo AP, enquanto que o deslocamento mediolateral máximo foi representado pelo maior movimento no eixo mediolateral (ML). A trajetória (deslocamento total) foi definida como o caminho seguido pelo corpo durante a aquisição de dados nos eixos AP e ML. A velocidade média foi definida como a razão entre deslocamento total e tempo.

De modo a determinar as estratégias posturais e o acordo entre os sensores 1 e 2, foram calculadas<sup>16</sup> as correlações cruzadas com lag zero por meio do programa MatLab. Os resultados possíveis residem entre -1 (sinais idênticos mas opostos em fase) e +1 (sinais fortemente idênticos). Quanto mais próxima de zero for a correlação, maior a diferença entre os sinais. O acordo dos sensores reflete ausência de movimento de quadril e, portanto, estratégia de tornozelo. Por outro lado, a ausência de acordo entre sensores reflete movimento de quadril e, portanto, estratégia de quadril.

O cálculo variável/altura foi realizado para a análise estatística com correção dos dados para a altura dos participantes. O teste de Shapiro-Wilk foi utilizado para avaliar se as variáveis tinham distribuição normal. Inicialmente, a estatística descritiva foi utilizada para analisar as características físicas da população estudada. De modo a comparar as condições sensoriais dentro de um mesmo grupo, ANOVA e o teste post hoc Tukey foram aplicados. O teste *t* de Student foi utilizado para comparar as diferenças de oscilação postural entre os grupos. O coeficiente de correlação de Pearson foi usado para analisar as correlações entre variáveis com e sem ajuste para altura dos participantes. O nível de significância foi bicaudal e com  $\alpha < 0.05$ . Os dados foram analisados com o software SPSS versão 16.0; a versão 6.0 do pacote estatístico Origin foi utilizada para a produção de gráficos (Mi-crocal origin®, 6.0, USA).

## RESULTADOS

Foram analisados participantes jovens e idosos. Não houve diferença significativa entre os valores de deslocamento máximo, velocidade média ou trajetória dos grupos de jovens e idosos. As variáveis com correção para altura não foram apresentadas por demonstrarem forte correlação ( $r \geq 0,95$ ;  $p < 0,001$ ) com as variáveis sem correção.

A Tabela 1 exibe os parâmetros de oscilação de jovens e idosos em condições de olhos abertos (OE) e olhos fechados (CE) em superfície estável (SS) e instável (US), além da análise estatística das comparações entre condições sensoriais e grupos.

A análise intergrupos destacou diferenças na velocidade média total e trajetória de S2 na condição EOSS;

em AP, ML, velocidade média total e trajetória de S2 na condição ECSS; em AP, velocidade média total e trajetória de S1 e S2; e em ML, velocidade média e trajetória de S2 na condição EOUS ( $p < 0,05$ ).

A Tabela 2 exibe o acordo entre os segmentos S1 e S2, com elevadas correlações cruzadas em todas as condições sensoriais, para ambos os grupos, com  $r > 0,99$ ;  $p < 0,001$ . Não foram observadas diferenças nos resultados das correlações cruzadas entre grupos.

A Figura 2A mostra a trajetória da oscilação postural AP em comparação à direção ML de um jovem participante na condição EOSS. A trajetória da oscilação postural de um indivíduo durante 90 segundos de registro pode ser vista para os dois eixos e caracteriza o gráfico de oscilação postural no eixo AP em relação ao ML. Em analogia aos

**Tabela 1.** Parâmetros de oscilação postural dos sensores 1 e 2 dos indivíduos jovens e idosos. Os dados encontram-se relatados na forma de médias e desvios padrões.

	Grupo	EOSS	ECSS	EOUS	ECUS	
Deslocamento AP máximo (cm)	S1	Jovens	2,37 ± 0,97	2,78 ± 1,23	3,51 ± 1,47 <sup>c</sup>	5,14 ± 2,13 <sup>b,d</sup>
		Idosos	2,26 ± 1,23	2,62 ± 1,8	4,45 ± 1,90 <sup>c</sup>	4,77 ± 2,26 <sup>d</sup>
	S2	Jovens	2,53 ± 0,95	2,65 ± 0,86	3,48 ± 1,66 <sup>c</sup>	4,40 ± 1,49 <sup>b,d</sup>
		Idosos	2,59 ± 0,1	2,84 ± 1,27	4,24 ± 1,59 <sup>c</sup>	4,88 ± 1,90 <sup>d</sup>
Deslocamento ML máximo (cm)	S1	Jovens	1,65 ± 1,14	1,33 ± 0,58	2,28 ± 0,7 <sup>c</sup>	3,01 ± 1,12 <sup>b,d</sup>
		Idosos	1,27 ± 0,75	1,33 ± 1,11	2,71 ± 1,27 <sup>c</sup>	3,09 ± 1,61 <sup>d</sup>
	S2	Jovens	1,29 ± 0,64	1,30 ± 0,69	2,25 ± 0,94 <sup>c</sup>	2,50 ± 0,82 <sup>b,d</sup>
		Idosos	1,34 ± 0,64	1,42 ± 1,08	2,45 ± 0,96 <sup>c</sup>	3,05 ± 1,34 <sup>d</sup>
Trajetória AP (cm)	S1	Jovens	76,6 ± 14,37	86,93 ± 16,09	90,45 ± 25,69	110,95 ± 27,78 <sup>b,d</sup>
		Idosos	79,51 ± 14,88	86,33 ± 21,36	110,96 ± 23,53 <sup>*</sup>	115,50 ± 23,62
	S2	Jovens	74,76 ± 17,10	77,44 ± 19,36	88,25 ± 26,23	106,10 ± 30,23 <sup>b,d</sup>
		Idosos	86,05 ± 18,55	98,56 ± 31,65 <sup>*</sup>	106,96 ± 23,53 <sup>*</sup>	113,46 ± 23,20
Trajetória ML (cm)	S1	Jovens	41,39 ± 15	44,7 ± 11,30	54,62 ± 11,85 <sup>c</sup>	64,85 ± 11,45 <sup>b,d</sup>
		Idosos	43,76 ± 14,44	44,44 ± 17,84	63,37 ± 23,39 <sup>c</sup>	66,73 ± 25,31 <sup>d</sup>
	S2	Jovens	42,15 ± 11,48	41,50 ± 12,72	50,43 ± 13,61	60,58 ± 15,48 <sup>b,d</sup>
		Idosos	48,63 ± 16,68	51,56 ± 14,74 <sup>*</sup>	63,24 ± 14,71 <sup>*</sup>	66,53 ± 22,39
Trajetória total (cm)	S1	Jovens	118,46 ± 19	128,42 ± 21,16	142,67 ± 32,9 <sup>c</sup>	168,68 ± 34,37 <sup>b,d</sup>
		Idosos	122 ± 17,88	128,29 ± 21,64	166,24 ± 30,10 <sup>c</sup>	173,45 ± 32,29 <sup>d</sup>
	S2	Jovens	11638 ± 23,3	120,17 ± 29,01	137,17 ± 34,3 <sup>c</sup>	162,43 ± 40,65 <sup>b,d</sup>
		Idosos	133 ± 17,29 <sup>*</sup>	148,64 ± 32,76 <sup>*</sup>	163,03 ± 22,67 <sup>c,*</sup>	174,19 ± 30,79 <sup>d</sup>
Velocidade AP média (cm/s)	S1	Jovens	0,85 ± 0,15	0,97 ± 0,17	1,00 ± 0,28	1,23 ± 0,31 <sup>b,d</sup>
		Idosos	0,88 ± 0,17	0,96 ± 0,24	1,24 ± 0,25 <sup>c,*</sup>	1,29 ± 0,26 <sup>d</sup>
	S2	Jovens	0,83 ± 0,19	0,86 ± 0,21	0,98 ± 0,29	1,18 ± 0,33 <sup>b,d</sup>
		Idosos	0,96 ± 0,21	1,10 ± 0,35 <sup>*</sup>	1,17 ± 0,24 <sup>*</sup>	1,26 ± 0,26
Velocidade ML média (cm/s)	S1	Jovens	0,48 ± 0,12	0,5 ± 0,12	0,60 ± 0,13 <sup>c</sup>	0,72 ± 0,12 <sup>b,d</sup>
		Idosos	0,48 ± 0,16	0,49 ± 0,2	0,71 ± 0,26 <sup>c</sup>	0,74 ± 0,28 <sup>d</sup>
	S2	Jovens	0,47 ± 0,12	0,46 ± 0,14	0,56 ± 0,15	0,67 ± 0,17 <sup>b,d</sup>
		Idosos	0,54 ± 0,19	0,57 ± 0,16 <sup>*</sup>	0,71 ± 0,16 <sup>*</sup>	0,74 ± 0,25
Velocidade média total (cm/s)	S1	Jovens	1,31 ± 0,21	1,43 ± 0,23	1,58 ± 0,36 <sup>c</sup>	1,87 ± 0,38 <sup>b,d</sup>
		Idosos	1,36 ± 0,20	1,43 ± 0,24	1,86 ± 0,34 <sup>c,*</sup>	1,93 ± 0,36 <sup>d</sup>
	S2	Jovens	1,29 ± 0,26	1,34 ± 0,32	1,52 ± 0,38 <sup>c</sup>	1,81 ± 0,45 <sup>b,d</sup>
		Idosos	1,48 ± 0,19 <sup>*</sup>	1,66 ± 0,37 <sup>*</sup>	1,80 ± 0,25 <sup>c,*</sup>	1,94 ± 0,34 <sup>d</sup>

AP: Anteroposterior; ML: Mediolateral; S1 e S2: Sensores 1 e 2; EOSS: Olhos abertos, superfície estável; ECSS: Olhos fechados, superfície estável; EOUS: Olhos abertos, superfície instável; ECUS: Olhos fechados, superfície instável; <sup>a</sup> Diferença significativa ( $p < 0,05$ ) entre condições EOSS x ECSS, influência da visão; <sup>b</sup> Entre condições EOUS x ECUS, influência da visão; <sup>c</sup> Entre condições EOSS x EOUS, influência da superfície; <sup>d</sup> entre condições ECSS x ECUS, influência da superfície; \* Diferença significativa ( $p < 0,05$ ) entre indivíduos jovens e idosos.

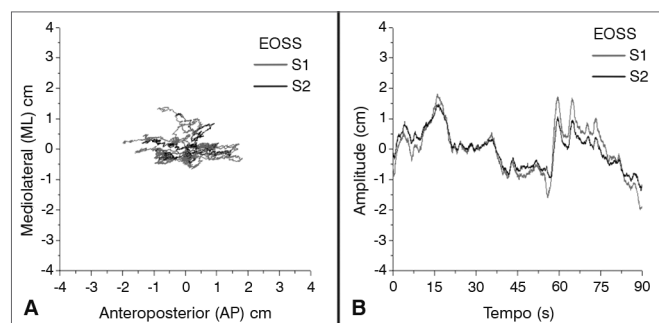


**Tabela 2.** Correlações cruzadas de S1 e S2 nas diferentes condições sensoriais e comparação de correlações cruzadas entre grupos (Teste U de Mann-Whitney).

	Jovens Média ± DP	Idosos Média ± DP	p-valor
EOSS	0,99 ± 0,01	0,99 ± 0,06	0,34
ECSS	0,99 ± 0,01	0,99 ± 0,06	0,83
EOUS	0,99 ± 0,04	0,99 ± 0,01	0,81
ECUS	0,99 ± 0,01	0,99 ± 0,01	0,61

gráficos das plataformas de força, o gráfico em questão foi chamado estatocinesiógrama.

A Figura 2B descreve o deslocamento do mesmo participante na condição EOSS. Neste gráfico, é possível observar a amplitude da oscilação postural em relação ao tempo no eixo AP e a elevada concordância demonstrada nos movimentos dos sensores. Em analogia aos gráficos das plataformas de força, o gráfico em questão foi chamado estabilograma.



**Figura 2.** Estatocinesiógrama (A) e Estabilograma (B) de indivíduo jovem registrado pelo sensor 1 (S1) e sensor 2 (S2) na condição olhos abertos, superfície estável (EOSS).

## DISCUSSÃO

No presente estudo, o sistema de sensores eletromagnéticos empregado provou ser eficiente na análise de oscilações ao proporcionar informações detalhadas sobre a cinemática dos segmentos corporais e, por conseguinte, sobre o equilíbrio postural<sup>17</sup>. Em 1989, Percy & Hindle demonstraram que um sistema de rastreamento eletromagnético poderia proporcionar elevada resolução, acurácia e reprodutibilidade na análise do movimento da coluna<sup>18</sup>. O uso de tal equipamento na análise de oscilações ainda é pouco difundido. Desenvolvemos um software amigável para o usuário e de fácil uso para analisar a postura humana, que organiza e analisa os dados adquiridos.

A posição dos sensores é essencial para a caracterização dos diferentes tipos de oscilação postural. No presente estudo, um sensor foi posicionado na região sacral (entre as vértebras S2 e S3) de modo a ficar

próximo do centro de massa do corpo e a permitir a interpretação da posição do tornozelo, uma vez que os participantes foram solicitados a manter os joelhos em extensão. O outro sensor foi colocado na região torácica posterior, por ser esta a região mais fixa da coluna para, assim, registrar os movimentos que corretamente representassem a oscilação do tronco. Com os sensores posicionados desta maneira foi possível, ainda, verificar a concordância entre esses segmentos e caracterizar as oscilações em pêndulo invertido (estratégia do tornozelo) ou pêndulo duplo invertido (estratégia do quadril). Apesar do movimento isolado de ante e retroversão do quadril não ter sido descrito, um ponto importante destacado na literatura, executamos análises adicionais sobre este aspecto. Este movimento não foi observado nos participantes do estudo.

Accornero et al.<sup>11</sup> também utilizaram sensores eletromagnéticos para analisar a concordância de segmentos corporais na posição estática de jovens e idosos. Em tal estudo, contudo, os sensores magnéticos foram posicionados na cabeça e na região lombar. A região lombar é uma das mais flexíveis estruturas da coluna humana, fato este que obscurece a interpretação das oscilações do quadril e do tornozelo. A mesma interpretação se aplica à cabeça, que se move com vários graus de liberdade. Em princípio, a estratégia de quadril e tornozelo poderia ser estimada por meio de dois sensores, com as articulações analisadas nesses modelos correspondendo ao tornozelo e ao quadril<sup>19</sup>. Já que alguns pacientes conseguem mover tanto a cabeça como a região lombar sem mover os quadris, as posições dos sensores escolhidas por Accornero et al.<sup>11</sup> não conseguem sempre refletir as estratégias posturais. Assim, o estudo de Accornero et al. foi importante ao mostrar a oscilação da cabeça em relação ao tronco, mas não para identificar diferentes estratégias posturais. Portanto, é mais adequado posicionar os sensores sobre a vértebra torácica e a região sacral para observar a flexibilidade da articulação do quadril e, conseqüentemente, a estratégia postural.

Durante os testes em diferentes condições sensoriais, também conhecido como teste clínico modificado de interação sensorial no equilíbrio (mCTSIB), quando a influência da visão sobre a oscilação postural foi analisada, observamos que a influência das aferências visuais era mais importante sobre a superfície instável do que sobre a estável. Quando a influência de diferentes condições proprioceptivas foi analisada, houve mais instabilidade na superfície instável com olhos abertos ou fechados. Estudos com plataforma de força destinados a medir o centro de pressão em sujeitos jovens e idosos também verificaram maior oscilação postural quando algumas informações foram reduzidas ou suprimidas<sup>20-23</sup>.

O presente estudo não observou diferenças entre participantes jovens (sexo masculino e feminino) em

diferentes condições sensoriais. Estudos anteriores também não detectaram diferenças entre gêneros<sup>21,22</sup>. A concordância dos resultados do presente estudo com estudos anteriores indica a importância da técnica proposta para análise de oscilação postural em diferentes condições sensoriais.

De modo a identificar a concordância entre segmentos corporais, ou seja, a relação entre tornozelo, quadril e tronco, determinamos a concordância dos sensores 1 e 2 ao longo do eixo AP utilizando a análise de correlações cruzadas. Em todas as situações os valores obtidos foram muito elevados (próximos de +1), indicando a concordância da oscilação postural dos diferentes segmentos corporais e caracterizando a estratégia de pêndulo invertido. Esta elevada correlação cruzada entre sensores indica que o controle do equilíbrio estático na direção AP em jovens e idosos é executado principalmente pela musculatura do tornozelo (flexores plantares e dorsais) em todas as condições sensoriais analisadas no presente estudo. Não foram detectadas diferenças significativas neste parâmetro entre condições sensoriais ou grupos.

Em contraste, Accornero et al.<sup>11</sup> relataram maior rigidez postural com olhos abertos e fechados em sujeitos saudáveis. Não obstante, conforme descrito acima, há diferenças metodológicas significativas entre o artigo citado e o presente estudo. Conforme discutido por Colobert et al.<sup>24</sup>, estratégias calculadas durante postura ortostática semiestática devem ser interpretadas com cautela. Desde a apresentação da coordenação multisegmentar por Nashner & McCollum<sup>8</sup> e Nashner<sup>25</sup>, as estratégias de tornozelo e quadril têm sido diferenciadas em função de atividade muscular, movimento articular e forças geradas pela atividade postural em relação à superfície de apoio.

Contudo, até onde sabemos, não foi ainda descrito um escore limítrofe que diferencie tais estratégias. A maioria dos estudos considera padrões de oscilação postural e compara os resultados estatísticos de dois grupos, concluindo que um grupo predominantemente apresenta estratégia de quadril ou tornozelo. Nesse contexto, Varoqui et al.<sup>26</sup> utilizaram quatro eletrogoniômetros afixados aos tornozelos e quadris e consideraram dois padrões posturais tornozelo-quadril - 0° (em fase) e 180° (anti-fase). Liaw et al.<sup>27</sup> e Lee et al.<sup>28</sup>, utilizando plataformas de força, consideraram que um escore de estabilidade máxima de 100% significava a estabilidade mais elevada, enquanto que um escore de 0% ilustraria a mais baixa estabilidade. Os escores da estratégia do tornozelo variaram entre 0% e 100%. Escores de 100% significavam que havia predominância da estratégia do tornozelo. Escores de 0% implicavam em predominância da estratégia do quadril. Termoz et al.<sup>16</sup> também analisaram dados de centro de pressão e centro de massa para calcular as correlações

cruzadas na direção A/P. No presente estudo, dois sensores eletromagnéticos foram afixados nas regiões sacral e torácica e a correlação cruzada calculada. Certamente, as elevadas correlações cruzadas observadas nos participantes representaram a estratégia do tornozelo. Não obstante, como o movimento articular em postura ortostática semiestática nunca é efetuado por uma única estratégia, é importante determinar um valor limítrofe que possa ser utilizado para se determinar a estratégia empregada em grandes e variados grupos de indivíduos. Uma comparação adicional dos dados gerados pelo sistema eletromagnético com outros métodos também deve ser efetuada de modo a validar o método aqui proposto.

Apesar de ser mais adequado realizar pelo menos três testes<sup>29</sup>, vários estudos também conduziram apenas um<sup>11,30-33</sup>. O uso de 90 segundos para coletar dados ao invés de 60, como feito em vários estudos anteriores, eleva a sensibilidade dos presentes dados. Assim, a metodologia adotada no presente estudo pode ser considerada representativa, confiável e comparável a estudos anteriores. Uma limitação do uso deste sistema é o local para aquisição de dados, já que é necessário evitar locais com grandes quantidades de metal em sua estrutura ou em que possa haver campo magnético capaz de diretamente interferir na coleta de dados. Entretanto, a elevada portabilidade do sistema em questão<sup>11,17,34,35</sup> representa uma grande vantagem em relação às plataformas de força.

Além disso, o sistema eletromagnético dispõe de várias aplicações clínicas, incluindo a análise da atividade física geral, marcha, postura, movimentos de tronco e membros superiores<sup>17</sup>. Esta ferramenta pode ter grande utilidade na definição das medidas de reabilitação adequadas e na obtenção de importantes informações sobre o acompanhamento dos resultados terapêuticos<sup>35</sup>. A análise específica da estratégia postural com a metodologia utilizada no presente estudo permite a investigação de várias populações e provou ser tecnicamente confiável, acessível e eficaz. A adição de um estímulo que gere conflito visual e a utilização de uma superfície móvel para avaliar a dinâmica do controle postural podem elevar significativamente o escopo de uso desse dispositivo. O sistema ainda permite a inclusão de mais dois sensores, o que pode aprimorar a análise cinemática do controle postural.

---

## CONCLUSÃO

---

O presente estudo apresentou um importante aparato para a avaliação das estratégias posturais de jovens e idosos em diferentes condições sensoriais, com sensores afixados ao processo espinhoso da primeira vértebra torácica e sobre a região sacral. Indivíduos jovens e idosos apresentaram fortes correlações entre os sensores (estratégia do tornozelo), sem diferenças entre grupos.

---

## CONFLITO DE INTERESSES

---

Os autores declaram não haver conflito de interesses.

---

## CONTRIBUIÇÕES DOS AUTORES

---

JAOC, TEGSP participaram do projeto do estudo, executaram a análise estatística e elaboraram a versão preliminar do artigo. JFC ofereceu contribuições substanciais à análise e interpretação dos dados. AAOO participou do projeto do estudo e fez contribuições substanciais à análise e interpretação dos dados. EF ajudou na redação da versão preliminar do artigo e ofereceu contribuições substanciais. Todos os autores leram e aprovaram o artigo finalizado.

---

## AGRADECIMENTOS

---

Pesquisa financiada em parte por FAEPA e CAPES.

---

## REFERÊNCIAS

---

- Duarte M, Freitas SM. Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Rev Bras Fisioter.* 2010;14(3):183-92.
- Visser JE, Carpenter MG, van der Kooij H, Bloem BR. The clinical utility of posturography. *Clin Neurophysiol.* 2008;119(11):2424-36.
- Ribeiro ASB, Pereira JS. Balance improvement and reduction of likelihood of falls in older women after Cawthorne and Cooksey exercises. *Braz J Otorhinolaryngol.* 2005;71(1):38-47.
- Mittelstaedt H. Origin and processing of postural information. *Neurosci Biobehav Rev.* 1998;22(4):473-8.
- Chaudhry H, Findley T, Quigley KS, Ji Z, Maney M, Sims T, et al. Postural stability index is a more valid measure of stability than equilibrium score. *J Rehabil Res Dev.* 2005;42(4):547-56.
- Marsden CD, Merton PA, Morton HB. Human postural responses. *Brain.* 1981;104(3):513-34.
- Horak FB. Postural compensation for vestibular loss and implications for rehabilitation. *Restor Neurol Neurosci.* 2010;28(1):57-68.
- Nashner LM, McCollum G. The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis. *Behav Brain Sci.* 1985;8(1):135-50.
- Crenna P, Frigo C, Massion J, Pedotti A. Forward and backward axial synergies in man. *Exp Brain Res.* 1987;65(3):538-48.
- Bankoff ADP, Ciol P, Zamai CA, Schmidt A, Barros DD. Estudo do equilíbrio corporal postural através do sistema de baropodometria eletrônica. *Rev Conexões.* 2004;2(2):87-104.
- Accornero N, Capozza M, Rinalduzzi S, Manfredi GW. Clinical multisegmental posturography: age-related changes in stance control. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1997;105(3):213-9.
- Allum JH, Carpenter MG, Honegger F, Adkin AL, Bloem BR. Age-dependent variations in the directional sensitivity of balance corrections and compensatory arm movements in man. *J Physiol.* 2002;542(Pt 2):643-63.
- Pedotti A, Crenna P, Deat A, Frigo C, Massion J. Postural synergies in axial movement: short and long-term adaptation. *Exp Brain Res.* 1989;74(1):3-10.
- 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.
- Guerraz M, Shallo-Hoffman J, Yarrow K, Thilo KV, Brostein AM, Gresty MA. Visual control of postural orientation and equilibrium in congenital nystagmus. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 2000;41(12):3798-804.
- Termoz N, Halliday SE, Winter DA, Frank JS, Patla AE, Prince F. The control of upright stance in young, elderly and persons with Parkinson's disease. *Gait Posture.* 2008;27(3):463-70.
- Wong WY, Wong MS, Lo KH. Clinical applications of sensors for human posture and movement analysis: a review. *Prosthet Orthot Int.* 2007;31(1):62-75.
- Pearcy MJ, Hindle RJ. New method for non-invasive three-dimensional measurement of human back movement. *Clin Biomech.* 1989;4(2):73-9.
- Aramaki Y, Nozaki D, Masani K, Sato T, Nakazawa K, Yano H. Reciprocal angular acceleration of the ankle and hip joints during quiet standing in humans. *Exp Brain Res.* 2001;136(4):463-73.
- Cohen H, Heaton LG, Congdon SL, Jenkins HA. Changes in sensory organization test scores with age. *Age Ageing.* 1996;25(1):39-44.
- Peterson ML, Christou E, Rosengren KS. Children achieve adult-like sensory integration during stance at 12-years-old. *Gait Posture.* 2006;23(4):455-63.
- 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.
- 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.
- Colobert B, Crétual A, Allard P, Delamarche P. Force-plate based computation of ankle and hip strategies from double-inverted pendulum model. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2006;21(4):427-34.
- Nashner LM. Adapting reflexes controlling the human posture. *Exp Brain Res.* 1976;26(1):59-72.
- Varoqui D, Froger J, Lagarde J, Pélissier JY, Bardy BG. Changes in preferred postural patterns following stroke during intentional ankle/hip coordination. *Gait Posture.* 2010;32(1):34-8.
- 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.
- Lee KB, Park YH, Song EK, Yoon TR, Jung KI. Static and dynamic postural balance after successful mobile-bearing total ankle arthroplasty. *Arch Phys Med Rehabil.* 2010;91(4):519-22.
- Ruhe A, Fejer R, Walker B. The test-retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions—a systematic review of the literature. *Gait Posture.* 2010;32(4):436-45.
- Freitas SM, Prado JM, Duarte M. The use of a safety harness does not affect body sway during quiet standing. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2005;20(3):336-9.
- Carneiro JA, Santos-Pontelli TE, Vilaça KH, Pfrimer K, Colafêmina JF, Carneiro AA, et al. Obese elderly women exhibit low postural stability: a novel three-dimensional evaluation system. *Clinics (São Paulo).* 2012;67(5):475-81.
- Ebersbach G, Gunkel M. Posturography reflects clinical imbalance in Parkinson's disease. *Mov Disord.* 2011;26(2):241-6.
- Varela DG, Carneiro JAO, Colafêmina JF. Static postural balance study in patients with vestibular disorders using a three dimensional electromagnetic sensor system. *Braz J Otorhinolaryngol.* 2012;78(3):7-13.
- Melo PS, Ferreira TP, Santos-Pontelli TEG, Carneiro JAO, Carneiro AAO, Colafêmina JF. Comparing static sitting postural sway of healthy young and older adults. *Rev Bras Fisioter.* 2009;13(6):549-54.
- Carneiro JAO, Santos-Pontelli TEG, Colafêmina JF, Carneiro AAO, Ferrioli E. Analysis of static postural balance using a 3d electromagnetic system. *Braz J Otorhinolaryngol.* 2010;76(6):783-8.