



Brazilian Journal of Otorhinolaryngology

ISSN: 1808-8694

revista@aborlccf.org.br

Associação Brasileira de  
Otorrinolaringologia e Cirurgia Cérvico-  
Facial  
Brasil

Greco Varela, David; Oliveira Carneiro, Jose Ailton; Colafêmina, José Fernando  
Estudo do equilíbrio postural estático em pacientes com vestibulopatia mediante sistema  
de sensores eletromagnéticos tridimensionais  
Brazilian Journal of Otorhinolaryngology, vol. 78, núm. 3, 2012, pp. 7-13  
Associação Brasileira de Otorrinolaringologia e Cirurgia Cérvico-Facial  
São Paulo, Brasil

Disponível em: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=392437920002>

- Como citar este artigo
- Número completo
- Mais artigos
- Home da revista no Redalyc

redalyc.org

Sistema de Informação Científica  
Rede de Revistas Científicas da América Latina, Caribe, Espanha e Portugal  
Projeto acadêmico sem fins lucrativos desenvolvido no âmbito da iniciativa Acesso Aberto

# Static postural balance study in patients with vestibular disorders using a three dimensional eletromagnetic sensor system

*Estudo do equilíbrio postural estático em pacientes com vestibulopatia mediante sistema de sensores eletromagnéticos tridimensionais*

David Greco Varela<sup>1</sup>, Jose Ailton Oliveira Carneiro<sup>2</sup>, José Fernando Colafêmina<sup>3</sup>

## Keywords:

dizziness,  
labyrinth diseases,  
posture,  
vertigo.

## Abstract

The vestibular-ocular reflex assessment is important, but not enough. Tridimensional electromagnetic sensor systems represent a new method to assess posturography. **Aim:** To assess body sway in healthy subjects who had positive Dix Hallpike and Epley maneuvers and with other vestibular dysfunctions by means of a three-dimensional system. Study design: Prospective. **Materials and Methods:** We had 23 healthy women, 15 with peripheral vestibular dysfunction found upon caloric test and 10 with positive Epley and Dix Hallpike maneuvers. All tests performed in the following positions: open and closed eyes on stable and unstable surfaces. **Results:** With the Eyes Open and on a stable surface,  $p < 0.01$  between the control group and the one with peripheral vestibular dysfunction in all variables, except the  $a-p$  maximum, full speed and mediolateral trajectory velocity, which had a  $p < 0.01$  between the group with vestibular dysfunction and controls in all positions. The group with positive Epley and Dix Hallpike maneuvers had  $p < 0.01$  at full speed and in its components in the x and y in positions with open and eyes closed on an unstable surface. **Conclusion:** The tridimensional electromagnetic sensors system was able to generate reliable information about body sway in the study volunteers.

## Palavras-chave:

doenças do labirinto,  
postura,  
tontura,  
vertigem.

## Resumo

Avaliação do reflexo vestibulo ocular é importante; porém, insuficiente. Sistemas de sensores eletromagnéticos tridimensionais são uma nova opção para avaliação posturográfica. **Objetivo:** Avaliar a oscilação corporal em voluntários hígidos, com Manobras de Epley e Dix-Hallpike positivas e com outras disfunções vestibulares usando um sistema tridimensional. Forma de estudo: Prospectivo. **Material e Método:** Participaram: 23 mulheres saudáveis, 15 com disfunção vestibular periférica detectada à prova calórica e 10 com manobras de Epley e Dix-Hallpike positivas. Todas realizaram exames nas posições: olhos abertos e fechados em superfície estável e instável. **Resultados:** Na condição Olhos Abertos e Superfície Estável, houve  $p < 0,01$  entre o grupo controle e o com disfunção vestibular periférica em todas variáveis, exceto no deslocamento máximo  $a-p$ . Velocidade total e velocidade na trajetória médio-lateral apresentaram  $p < 0,01$  entre o grupo com disfunção vestibular e o controle em todas as posições. O grupo com manobras de Epley e Dix-Hallpike positivas obteve  $p < 0,01$  nas velocidades total e em seus componentes x e y nas posições de olhos abertos e fechados em superfície instável. **Conclusão:** O sistema de sensores eletromagnéticos tridimensionais utilizado foi capaz de gerar informações confiáveis quanto à oscilação corporal nos voluntários do estudo.

<sup>1</sup> Mestre (Doutorando do Departamento de Oftalmologia, Otorrinolaringologia e Cirurgia de Cabeça e Pescoço da FMRP-USP, Professor da disciplina Otorrinolaringologia da Faculdade FTC).

<sup>2</sup> Mestre (Doutorando do Departamento Clínica Médica da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FMRP-USP), Ribeirão Preto/SP, Brasil).

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

Departamento de Otorrinolaringologia, Oftalmologia e Cirurgia de Cabeça e Pescoço da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto.

Endereço para correspondência: David Greco Varela. Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto-USP. Av. dos Bandeirantes, 3900, Monte Alegre. Ribeirão Preto - SP. CEP: 14040-900.

Tel.: (16) 36024560. Email: dgwarelabr@yahoo.com.br

Este artigo foi submetido no SGP (Sistema de Gestão de Publicações) da BJORL em 15 de novembro de 2011. cod. 8901

Artigo aceito em 26 de fevereiro de 2012.

---

## INTRODUÇÃO

---

A detecção precoce de disfunções posturais é essencial para a promoção de intervenções adequadas aos doentes com desequilíbrio. A valorização do componente proprioceptivo somada às informações de outros sistemas sensoriais enriquece o raciocínio clínico e conduz a uma melhor resolubilidade das ações da equipe de saúde<sup>1,2</sup>.

Nas labirintopatias, a aplicação de testes que avaliem o reflexo vestibulo-ocular (RVO) é importante; porém, insuficiente para chegarmos a um diagnóstico preciso<sup>3</sup>. A análise do reflexo vestibulo-espinal (RVE) e a integração com as informações visuais e proprioceptivas tornam o exame mais completo<sup>4,5</sup>. O Teste Clínico de Integração Sensorial e Equilíbrio (CTSIB), empregado na posturografia dinâmica computadorizada, foi desenvolvido com objetivo de identificar a contribuição dos três principais sistemas sensoriais envolvidos no equilíbrio (visual, vestibular e somatossensorial)<sup>6-8</sup>. Este teste busca isolar as diversas contribuições sensoriais por meio da remoção ou distorção da superfície e da visão<sup>6,9,10</sup>. No entanto, uma das grandes dificuldades para a utilização da posturografia computadorizada é o custo do equipamento (plataforma de força) e as restrições para seu transporte<sup>1</sup>.

Dentre as recentes tecnologias que estudam a oscilação corporal, o sistema de sensores eletromagnéticos tridimensional<sup>11,11</sup> apresenta, como potenciais vantagens em relação à plataforma de força, o menor custo e sua melhor portabilidade. Estudos de posturografia já foram conduzidos na geriatria, ortopedia, reumatologia, neurologia e endocrinologia<sup>12,13</sup>. A aplicação deste método na otorrinolaringologia poderá complementar as informações dos exames rotineiramente realizados na especialidade.

O presente estudo não recorreu a patrocínios para a sua realização e trata-se do primeiro trabalho direcionado a indivíduos com alterações labirínticas utilizando um novo sistema de sensores eletromagnéticos tridimensional. Diante da escassez de ferramentas capazes de quantificar a oscilação corporal de forma mais objetiva, é válida a aplicação de uma nova técnica em pessoas saudáveis, em voluntários com Manobras de Epley e Dix-Hallpike positivas e em voluntários com outras disfunções vestibulares periféricas detectadas pela eletronistagmografia e calorimetria.

---

## MATERIAL E MÉTODOS

---

Trata-se de um estudo de corte transversal.

O grupo de casos foi recrutado do único ambulatório de otorrinolaringologia de referência de uma Faculdade de Medicina, entre outubro de 2010 e outubro de 2011. De um universo de 1344 adultos atendidos, 69 mulheres entre 18 e 59 anos possuíam queixa principal

de tontura, negaram utilização de medicações prévias para o tratamento desse problema de saúde e apresentavam sintomas agudos. Dessas pacientes, cinco desistiram ou não conseguiram finalizar os exames propostos pelo estudo. Das 64 restantes, 15 possuíam provas calóricas e eletronistagmografia compatíveis com disfunção vestibular periférica e 10 tinham manobras de Dix-Hallpike e Epley positivas e exame eletronistagmográfico com padrões dentro da normalidade.

Compuseram o grupo 1 de casos, as 15 voluntárias que possuíam eletronistagmografia e provas calóricas compatíveis com disfunção vestibular e sem alterações à realização das Manobras de Epley e Dix-Hallpike.

Considerando-se que a vertigem posicional paroxística benigna (VPPB) de canal semicircular posterior é a causa isolada mais frequente de labirintopatia<sup>4</sup>, que seu diagnóstico baseia-se na realização de manobras específicas e sabendo-se que a eletronistagmografia possui baixa sensibilidade para sua detecção, optou-se pela composição do grupo 2 de casos com aquelas voluntárias que apresentassem história clínica de crises de tontura rotatória com duração de segundos, com manobras de Dix-Hallpike e Epley positivas e com exame eletronistagmográfico dentro dos padrões de normalidade.

As componentes do grupo 2 de casos só foram conhecidas após positividade das manobras de Dix-Hallpike e Epley, as quais foram realizadas em todas as participantes após os exames de oscilação postural e eletronistagmografia.

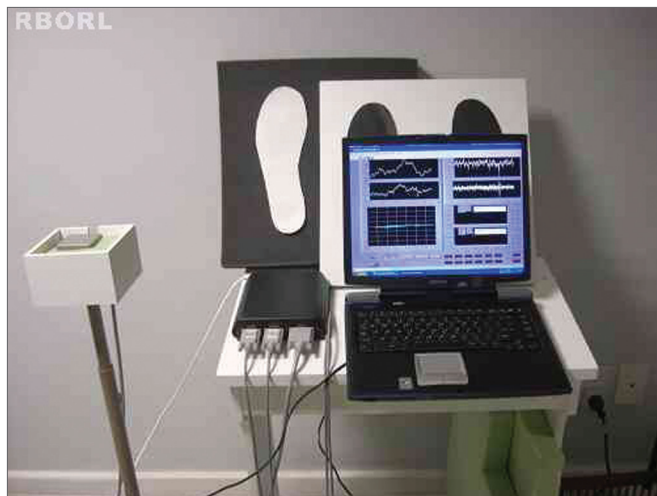
O grupo controle foi composto por 23 voluntárias que participaram de palestras e atividades de promoção à saúde conduzidas pela Faculdade de Medicina nos anos de 2010 e 2011. Deveriam possuir entre 18 e 59 anos, relatarem gozo de boa saúde, negarem diagnóstico prévio de doenças do equilíbrio, labirínticas, visuais, osteomusculares, neurológicas e psiquiátricas.

Foram excluídas do estudo aquelas voluntárias com quadro de otite média crônica ou aguda relatada ou verificada à otoscopia, perdas visuais acentuadas e não corrigidas avaliadas por meio do teste de Snellen, de patologias osteomusculares que não permitiram que a examinada permanecesse de pé durante a realização dos exames ou que deixassem de concluir quaisquer etapas do estudo. Também foi considerado como motivo para exclusão: o relato de patologias neurológicas centrais (epilepsias, passado de acidentes vasculares, patologias desmielinizantes e outras), patologias neurológicas periféricas sintomáticas, patologias psiquiátricas em tratamento medicamentoso e patologias osteomusculares sintomáticas. Todas as voluntárias foram esclarecidas e assinaram o termo de consentimento contido no protocolo aprovado pelo nº 2082/2010 do Comitê de Ética e Pesquisa da instituição onde foi realizado o trabalho.

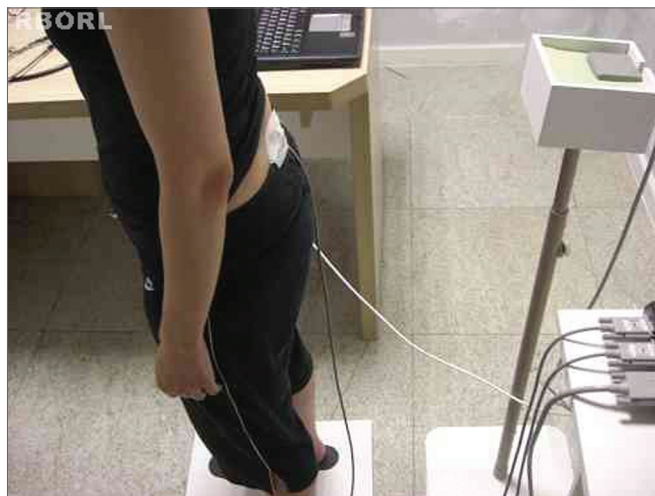
Foram medidos o peso e a altura das voluntárias para o cálculo do índice de massa corporal (IMC). Utilizou-se uma balança digital (marca Filizola) com variação de 0,1 kg, com o indivíduo vestindo roupas leves e descalço. A estatura foi medida com estadiômetro vertical graduado de 0,5 em 0,5 cm.

Todas as participantes do estudo foram orientadas a suspender o consumo de café, chocolate, chá preto, mate, refrigerantes, fumo, bebidas alcoólicas, sedantes, antialérgicos, calmantes e analgésicos por dois dias antes dos exames. Outras medicações de uso continuado não foram suspensas. Foram realizados: exame otoscópico, oroscopia, rinoscopia, avaliação de articulação temporomandibular, exame cervical e testes labirínticos clínicos (Romberg, Untenberg, Dix-Hallpike, Epley e Testes de Coordenação Motora e sensibilidade proprioceptiva). Foram também procedidos: audiometria tonal e vocal, avaliação visual com e sem correção utilizando-se a escala de Snellen.

A Figura 1 apresenta o sistema de sensores eletromagnéticos tridimensionais Polhemus® Patriot (Polhemus, EUA). Este sistema é constituído de três bobinas perpendiculares (22,9 mm x 28,3 mm x 15,2 mm) ligadas a um amplificador e é baseado em emissão e detecção de campo magnético, com uma precisão de 2 mm (absoluto) e aproximadamente 0,1 mm (relativo). A Figura 2 demonstra a fixação do sensor receptor sobre a região sacral (localização do centro de massa). O sensor transmissor foi colocado sobre um suporte desacoplado do corpo a uma distância de aproximadamente 40 cm e na mesma altura do sensor receptor<sup>1</sup>. Os dados adquiridos pelo sistema foram transferidos para um notebook em uma taxa de 60 amostragens por segundo, por meio de uma conexão USB, tendo uma interface de controle e processamento desenvolvidos no ambiente LabView 8.0.



**Figura 1.** Equipamento utilizado no estudo: Polhemus, notebook e plataformas de exames.



**Figura 2.** Sensor fixado entre S1 e S2.

Foi considerado deslocamento máximo antero-posterior (cm), a maior amplitude de movimento no sentido anteroposterior (a-p) e deslocamento máximo médio-lateral (cm), a maior amplitude de movimento no sentido médio-lateral (m-l). A trajetória total foi definida como o deslocamento total (cm) realizado pelo corpo durante o tempo de aquisição dos dados nos eixos x, y e z. A velocidade total (cm/s) foi definida como o trajeto total nas três dimensões dividido pelo tempo. As velocidades no sentido anteroposterior (a-p) e médio-lateral (m-l) foram calculadas de acordo com a trajetória nos diferentes eixos em relação ao tempo (cm/s).

Durante a avaliação da oscilação corporal, as voluntárias permaneceram em posição ortostática com os braços soltos ao lado do corpo e os pés levemente afastados sobre uma superfície de referência. Ademais, foram instruídas a manterem-se estáticas, não movimentando membros superiores, calcanhares e pés, sobre a plataforma de madeira (estável) com 1 cm de altura, 50 cm de comprimento e 50 cm de largura e, posteriormente, sobre uma superfície de espuma (instável) com densidade de 28kg/m<sup>3</sup>, 5 cm de altura, 50 cm de comprimento e 50 cm de largura. O teste foi realizado em quatro condições sensoriais durante 90 segundos para cada posição, na seguinte ordem: 1) olhos abertos e superfície estável (OASE); 2) olhos fechados e superfície estável (OFSE), 3) olhos abertos e superfície instável (OASI) e 4) olhos fechados e superfície instável (OFSI). Nas condições de olhos abertos, todos os indivíduos foram orientados a manter fixação ocular num ponto colocado a uma distância de 1,5 metro à sua frente.

A eletro-nistagmografia e a calorimetria foram realizadas após a posturografia. Utilizou-se o eletro-nistagmógrafo CONTRONIC - SCE Nistamus - Sistema Computadorizado de Vecto-eletro-nistagmografia 5.11 e otocalorímetro E96 Água - Estimulador Otoneuroló-



gico. Foram investigados: a) nistagmos espontâneos, b) semiespontâneos, c) pesquisa de movimentos sacádicos, d) pesquisa de rastreamento pendular, e) pesquisa de sinais optocinéticos, f) pesquisa de nistagmos pré e pós-calórico. Foram processadas as respostas fornecidas pela velocidade angular da componente lenta (VACL) em cada prova. Na prova calórica, foi também procedido o cálculo de predominância labiríntica (PL) e direcional (PD). Ao final, o exame foi categorizado em normal, alterado periféricamente e alterado centralmente. Foram excluídas do grupo 1 de casos, as voluntárias com exames sugestivos de alterações em sistema nervoso central, alterações em oculomotricidade e as que não conseguiram finalizar o exame.

Todas voluntárias com queixa de tontura receberam o resultado dos exames e continuaram em acompanhamento no ambulatório de referência em Otorrinolaringologia.

Realizou-se uma análise estatística descritiva, com cálculo de média e desvio padrão. O teste de Kolmogorov-Smirnov foi usado para testar a normalidade dos dados. Para comparar as variáveis de oscilação postural intergrupo, foi usado o teste de Kruskal Wallis. Também foi aplicado o teste de Dunn para comparações múltiplas entre os grupos e adotou-se o nível de significância de 5%. Os dados foram processados eletronicamente, utilizando-se o programa Statistical Package for the Social Science® (SPSS) versão 16.0.

## RESULTADOS

A Tabela 1 apresenta as características físicas das amostras estudadas. A Tabela 2 apresenta as variáveis de oscilação postural intergrupos nas diferentes condições sensoriais. Na condição de OASE, foi observada diferença significativa entre o grupo controle e o grupo com disfunção vestibular em todas as variáveis ( $p < 0,01$ ), exceto no deslocamento máximo a-p ( $p = 0,15$ ).

**Tabela 1.** Características físicas das amostras estudadas.

	Voluntários Hígidos (n=23)	Outras Vestibulopatias periféricas (n=15)	Manobras de Dix-Hallpike e Epley positivas (n=10)	p valor
Idade (anos)	33,0±10,1	45,3±11,3	48,6±11,3	<0,001
Peso (kg)	65,0±14,3	68,0±12,0	65,8±10,0	0,78
Altura (cm)	1,61±0,06	1,57±0,08	1,59±0,06	0,41
IMC <sup>a</sup> (kg/m <sup>2</sup> )	25,1±5,3	27,4±5,0	26,0±5,0	0,38

<sup>a</sup>IMC: Índice de massa corpórea.

Na condição de OFSE, quando a informação visual foi removida, diferenças significantes foram observadas entre o grupo controle e o grupo com disfunção vestibular

em todas as variáveis ( $p < 0,01$ ), menos nas variáveis deslocamento máximo a-p ( $p = 0,16$ ) e deslocamento máximo m-l ( $p = 0,42$ ).

Nas condições de OASI e OFSI, quando a superfície de apoio era instável e havia diminuição da informação proprioceptiva, observou-se diferença significativa entre o grupo controle e o grupo 1 com disfunção vestibular em todas as variáveis ( $p < 0,01$ ), menos nas variáveis deslocamento máximo a-p ( $p = 0,08$  e  $0,07$ ) e deslocamento máximo m-l ( $p = 0,22$  e  $0,24$ ). Nestas mesmas condições, também se notou diferença significativa entre os grupos controle e o grupo 2 com VPPB nas variáveis trajetória m-l e total e velocidade m-l e total ( $p < 0,01$ ).

## DISCUSSÃO

O presente estudo analisou a oscilação corporal em adultos na faixa etária de 18 a 59 anos. Sabe-se que 50% das vestibulopatias são diagnosticadas após os 60 anos<sup>4</sup>; porém, há o risco de subdiagnóstico em todas as idades, principalmente quando a investigação do sistema proprioceptivo e visual é parcial.

À análise dos casos e controles, não houve diferença quanto à altura e o peso, mas houve diferença quanto à composição etária. Todavia, todos os dois grupos de casos e o controle foram classificados como de adultos de meia idade. Ao se comparar jovens e idosos, sabe-se que os primeiros apresentam melhor estabilidade, devido ao maior controle dos segmentos corporais (tornozelo, quadril e tronco); porém, a amostra analisada não fez essa comparação. Freitas<sup>14</sup>, em seu estudo sobre controle postural, aborda as características cronológicas humanas.

A variação do centro de pressão é o parâmetro utilizado pelas plataformas de força para a análise posturográfica estática e dinâmica<sup>15</sup>. Sistemas de sensores eletromagnéticos tridimensionais, como o Polhemus, utilizam a variação direta do centro de massa para o cálculo da velocidade de oscilação, da trajetória e do deslocamento máximo nos sentidos anteroposterior e médio-lateral<sup>12,16</sup>. Neste estudo, devido ao posicionamento do sensor sempre em região junto ao centro de massa de cada participante, não foi necessária a normalização das variáveis de oscilação postural em relação à altura.

Segundo Raymarkes et al.<sup>15</sup>, a oscilação corporal é o melhor parâmetro isolado para a prevenção de quedas. No atual estudo, os dados captados pela posturografia estática indicaram maiores alterações no grupo 1, com outras disfunções vestibulares periféricas, do que no grupo 2. Tal achado era esperado, pois a descrição das crises em pacientes com manobras de Epley e Dix-Hallpike alteradas são mais brandas e têm menor duração<sup>17</sup>.

**Tabela 2.** Valores das variáveis estabilométricas dos três grupos em diferentes condições sensoriais.

Variáveis	Condição Sensorial	Voluntários hígidos (n=23)	Outras Vestibulopatias Periféricas (n=15)	Manobras de Dix-Hallpike e Epley positivas (n=10)	p valor
Deslocamento	OASE <sup>d</sup>	1,33 ± 0,4	1,67 ± 0,7	1,11 ± 0,6	0,15
Máximo	OFSE <sup>e</sup>	1,35 ± 0,43	1,65 ± 0,65	1,64 ± 0,75	0,16
anteroposterior	OASI <sup>f</sup>	1,44 ± 0,44	1,78 ± 0,63	1,7 ± 0,8	0,08
(cm)	OFSI <sup>g</sup>	1,6 ± 0,57	2,1 ± 0,6	2,0 ± 0,76	0,07
Deslocamento	OASE <sup>d</sup>	0,62 ± 0,4	1,17 ± 0,9	0,84 ± 0,4	0,02a
Máximo	OFSE <sup>e</sup>	0,70 ± 0,2	1,10 ± 1,0	0,90 ± 0,4	0,42
Médio-lateral	OASI <sup>f</sup>	1,01 ± 0,42	1,30 ± 0,77	1,26 ± 0,47	0,22
(cm)	OFSI <sup>g</sup>	1,04 ± 0,4	1,4 ± 0,8	1,4 ± 0,8	0,24
Trajatória	OASE <sup>d</sup>	23,1 ± 9,8	45,5 ± 36,5	31,8 ± 13,1	0,01a
anteroposterior	OFSE <sup>e</sup>	28,5 ± 11,2	49,7 ± 37,4	38,5 ± 18,5	0,06
(cm)	OASI <sup>f</sup>	24,5 ± 6,5	42,7 ± 30,0	38,9 ± 18,6	< 0,01 <sup>a</sup>
	OFSI <sup>g</sup>	29,6 ± 8,3	53,1 ± 32,7	44,1 ± 17,3	< 0,01 <sup>a</sup>
Trajatória	OASE <sup>d</sup>	20,0 ± 5,6	47,0 ± 30,5	36,1 ± 18	0,01 <sup>a</sup>
Médio-lateral	OFSE <sup>e</sup>	23,9 ± 8,4	51,9 ± 33,4	39,9 ± 20,5	0,01 <sup>a</sup>
(cm)	OASI <sup>f</sup>	23,5 ± 6,0	45,1 ± 21,4	42,4 ± 18,1	0,01 <sup>a,b</sup>
	OFSI <sup>g</sup>	26,4 ± 7,3	52,1 ± 25,7	43,4 ± 16,4	0,01 <sup>a,b</sup>
Velocidade	OASE <sup>d</sup>	0,25 ± 0,1	0,50 ± 0,4	0,35 ± 0,26	< 0,01 <sup>a</sup>
anteroposterior	OFSE <sup>e</sup>	0,26 ± 0,1	0,55 ± 0,41	0,42 ± 0,20	0,06
(cm)	OASI <sup>f</sup>	0,27 ± 0,07	0,47 ± 0,33	0,43 ± 0,20	< 0,01 <sup>a</sup>
	OFSI <sup>g</sup>	0,33 ± 0,1	0,59 ± 0,36	0,49 ± 0,25	< 0,01 <sup>a</sup>
Velocidade	OASE <sup>d</sup>	0,22 ± 0,6	0,52 ± 0,3	0,40 ± 0,20	< 0,01 <sup>a</sup>
Médio-lateral	OFSE <sup>e</sup>	0,26 ± 0,1	0,58 ± 0,37	0,44 ± 0,22	< 0,01 <sup>a</sup>
(cm)	OASI <sup>f</sup>	0,26 ± 0,06	0,50 ± 0,23	0,47 ± 0,21	< 0,01 <sup>a,b</sup>
	OFSI <sup>g</sup>	0,29 ± 0,01	0,58 ± 0,28	0,48 ± 0,18	< 0,01 <sup>a,b</sup>
Velocidade	OASE <sup>d</sup>	0,46 ± 0,16	1,03 ± 0,60	0,76 ± 0,31	< 0,01 <sup>a</sup>
Total	OFSE <sup>e</sup>	0,55 ± 0,20	1,13 ± 0,65	0,0 ± 0,42	< 0,01 <sup>a</sup>
(cm/s)	OASI <sup>f</sup>	0,50 ± 0,12	1,0 ± 0,5	0,9 ± 0,41	< 0,01 <sup>a,b</sup>
	OFSI <sup>g</sup>	0,57 ± 0,15	1,13 ± 0,52	0,95 ± 0,36	< 0,01 <sup>a,b</sup>

<sup>a</sup> diferença entre os grupos A e B ( $p < 0,05$ ); <sup>b</sup> diferença entre os grupos A e C ( $p < 0,05$ ); <sup>c</sup> diferença entre os grupos B e C ( $p < 0,05$ ); <sup>d</sup> OASE: olhos abertos, superfície estável; <sup>e</sup> OFSE: olhos fechados, superfície estável; <sup>f</sup> OASI: olhos abertos, superfície instável; <sup>g</sup> OFSI: olhos fechados, superfície instável.

A velocidade de oscilação corporal aumentada nos grupos 1 e 2 de casos nas posições OASI e OFSI (velocidade total e médio lateral) pode indicar uma situação clara de desequilíbrio. Trabalhos conduzidos com idosas obesas e pacientes com osteoporose foram concordantes na análise deste parâmetro<sup>16,18</sup>. Já estudo, utilizando o Polhemus® em idosos sentados, revelou uma diminuição desta velocidade<sup>13</sup>, talvez pelo diferente mecanismo de compensação, no qual o tornozelo e quadril possuíram menor participação e o segmento corporal vibrátil analisado era menor.

A posturografia estática, segundo estudos revisoriais, ainda carece de uma padronização para medições e daí reprodutibilidade<sup>15,19</sup>. Muitos autores são concordantes com o achado do atual trabalho, quanto à constatação

de que, quando se aumenta a velocidade ou área de oscilação em indivíduos doentes, há maior correlação com o risco de queda e desequilíbrio<sup>16,20</sup>.

A posturografia dinâmica realiza uma avaliação mais completa do que a estática. A gama de estímulos é maior e o envolvimento dos órgãos sensoriais periféricos e centrais é mais exigido. Para Furman et al.<sup>21</sup>, trata-se de um exame que pode gerar informações não aferidas pela eletroneistagmografia e testes rotacionais para disfunção vestibular. O sistema eletromagnético tridimensional descrito no presente estudo foi utilizado apenas na avaliação estática; todavia, tem potencial futuro para aplicação de protocolos mais complexos e até associados às plataformas de força.

O *Balance Rehabilitation Unit* (BRU™), além de utilizar a tecnologia das plataformas de força, associa a realidade virtual no diagnóstico e reabilitação dos pacientes com distúrbios do equilíbrio<sup>22</sup>. Trata-se de um equipamento com bons recursos de avaliação dinâmica, sem previsão de desenvolvimento de similar para o Polhemus Patriot®. Seu custo de aquisição ainda é considerado elevado. Em estudo conduzido por Kasse et al.<sup>23</sup> com o BRU™ em idosos após manobra de reposicionamento para VPPB, a monitoração estática de olhos fechados em superfície instável foi mais sensível que as situações em superfície estável com olhos fechados ou abertos.

Nos indivíduos com VPPB de canal posterior, a validade da realização de posturografia é controversa. Para Çelebisoy et al.<sup>24</sup>, há aumento da velocidade de oscilação de maneira significativa na posição de olhos fechados e em superfície instável, havendo certa correlação com o atual trabalho, que detectou alterações consideráveis nas posições de olhos abertos e fechados em superfície instável. Para Di Girolamo et al.<sup>25</sup>, também há diferenças significantes em algumas posições de análise do equilíbrio. Autores, como Chang et al.<sup>26</sup>, não encontraram diferenças importantes na comparação com o grupo controle.

Giacomini et al.<sup>27</sup> verificaram que, após manobras de reposicionamento em pacientes com VPPB, havia persistência da oscilação anteroposterior, apesar da melhora médio-lateral. Trata-se de um assunto que poderá ser avaliado pelo Polhemus monitorando diretamente a variação do centro de massa e não mais o centro de pressão.

Ao se analisar o deslocamento máximo dos voluntários do grupo 1 de casos em comparação ao grupo controle, notou-se diferença estatística apenas no sentido médio lateral e na posição OASE ( $p < 0,05$ ), apesar da tendência de aumento dessa variável em todas condições sensoriais e nos sentidos anteroposterior e médio-lateral. Outros trabalhos conduzidos com Polhemus® encontraram uma tendência contrária: a de diminuição da amplitude oscilação corporal<sup>13,18</sup>; porém, em populações de idosos e obesos sem outras patologias associadas. A amostra atual foi composta por voluntários com sintomatologia agudizada e com distúrbios de desequilíbrio mais acentuados, o que poderia justificar este achado.

O presente estudo, assim como outros que utilizaram o mesmo equipamento, desenvolveu-se de maneira segura, rápida, simples e confiável<sup>1,18</sup>, sedimentando o conceito de futuras aplicações do Polhemus Patriot® na prática otorrinolaringológica no consultório, na emergência e até em enfermarias<sup>13</sup>. Este novo recurso poderá ser útil tanto no diagnóstico inicial como no acompanhamento clínico de pacientes<sup>28</sup>. Estudos revisionais apontam que a soma de informações da posturografia com a eletrotagmografia e questionários validados aumenta a sensibilidade do diagnóstico<sup>29</sup>.

## CONCLUSÃO

No atual estudo, as voluntárias do grupo com disfunções vestibulares periféricas detectadas pela eletrotagmografia e calorimetria apresentaram maior oscilação corporal em relação ao grupo com Manobras de Epley e Dix-Hallpike positivas e ao grupo de voluntários hígidos. O sistema de sensores eletromagnéticos tridimensional usado para avaliar o equilíbrio mostrou-se sensível para detectar as diferenças de oscilação corporal entre os grupos em diferentes condições sensoriais, sendo mais uma opção de ferramenta para incrementar o diagnóstico de pacientes com desequilíbrio.

## REFERÊNCIAS

1. 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.
2. Caovilla, HH, Ganança MM, Munhoz MSL, Silva MLG, Frazza MM. O equilíbrio corporal e os seus distúrbios. *Rev Bras Med Otorrinolaringol*. 1997;4(5):158-62.
3. Bittar RSM. Como a posturografia dinâmica computadorizada pode nos ajudar nos casos de tontura? *Arq Int Otorrinolaringol*. 2007;11(3):330-3.
4. Neuhauser HK. Epidemiology of vertigo. *Curr Opin Neurol*. 2007;20(1):40-6.
5. Guerraz M, Bronstein AM. Ocular versus extraocular control of posture and equilibrium. *Neurophysiol Clin*. 2008;38(6):391-8.
6. 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.
7. Chong 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.
8. Riley MA, Clark S. Recurrence analysis of human postural sway during the sensory organization test. *Neurosci Lett*. 2003;342(1-2):45-8.
9. 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.
10. Nashner LM. Computerized dynamic posturography. In: Jacobson GP, Newman CW, Kantush JM, editors. *Handbook of balance function testing*. St. Louis: Mosby-Year Book; 1993. p.280-307.
11. 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.
12. Bohannon RW, Harrison S, Kinsella-Shaw J. Reliability and validity of pendulum test measures of spasticity obtained with the Polhemus tracking system from patients with chronic stroke. *J Neuroeng Rehabil*. 2009;6:30.
13. Mello PS, Ferreira TP, Santos-Pontelli TEG, Carneiro JAO, Carneiro AAO, Colafêmina JF. Comparação da oscilação postural estática na posição sentada entre jovens e idosos saudáveis. *Rev Bras Fisioter*. 2009;13(6):549-54.
14. Freitas PB. Características comportamentais do controle postural de jovens, adultos e idosos [dissertação]. São Paulo: Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista; 2003.
15. Raymakers JA, Samson MM, Verhaar HJ. The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). *Gait Posture*. 2005;21(1):48-58.
16. Abreu DC, Trevisan DC, Costa GC, Vasconcelos FM, Gomes MM, Carneiro AA. The association between osteoporosis and static balance in elderly women. *Osteoporos Int*. 2010;21(9):1487-91.

- 
17. Neuhauser HK, Lempert T. Vertigo: epidemiologic aspects. *Semin Neurol.* 2009;29(5):473-81.
  18. Carneiro JAO. Análise da oscilação postural estática multissegmentar em jovens eutróficas, idosas eutróficas e idosas obesas [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo; 2007.
  19. Nardone A, Schieppati M. The role of instrumental assessment of balance in clinical decision making. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2010;46(2):221-37.
  20. Corna S, Nardone A, Prestinari A, Galante M, Grasso M, Schieppati M. Comparison of Cawthorne-Cooksey exercises and sinusoidal support surface translations to improve balance in patients with unilateral vestibular deficit. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003;84(8):1173-84.
  21. Furman JM, Cass SP, Whitney SL. Vestibular disorders. A case study approach to diagnosis and treatment. New York: Oxford University Press; 2010.
  22. Cusin FS, Ganança MM, Ganança FF, Ganança CF, Caovilla HH. Balance Rehabilitation Unit (BRUTM) posturography in Ménière's disease. *Braz J Otorhinolaryngol.* 2010;76(5):611-7.
  23. Kasse CA, Santana GG, Scharlach RC, Gazzola JM, Branco FCB, Doná F. Results from the Balance Rehabilitation Unit in Benign Paroxysmal Positional Vertigo. *Braz J Otorhinolaryngol.* 2010;76(5):623-9.
  24. Çelebisoy N, Bayam E, Güleş F, Köse T, Akyürekli Ö. Balance in posterior and horizontal canal type benign paroxysmal positional vertigo before and after canalith repositioning maneuvers. *Gait Posture.* 2009;29(3):520-3.
  25. Di Girolamo S, Paludetti G, Briglia G, Cosenza A, Santarelli R, Di Nardo W. Postural control in benign paroxysmal positional vertigo before and after recovery. *Acta Otolaryngol.* 1998;118(3):289-93.
  26. Chang WC, Hsu LC, Yang YR, Wang RY. Balance ability in patients with benign paroxysmal positional vertigo. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 2006;135(4):534-40.
  27. Giacomini PG, Alessandrini M, Magrini A. Long-term postural abnormalities in benign paroxysmal positional vertigo. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec.* 2002;64(4):237-41.
  28. Peterka RJ, Statler KD, Wrisley DM, Horak FB. Postural compensation for unilateral vestibular loss. *Front Neurol.* 2011;2:57.
  29. Di Fabio RP. Sensitivity and specificity of platform posturography for identifying patients with vestibular dysfunction. *Phys Ther.* 1995;75(4):290-305.