

Comparação da oscilação postural estática na posição sentada entre jovens e idosos saudáveis

Comparing static sitting postural sway of healthy young and older adults

Patrícia S. Melo¹, Tárzia P. Ferreira¹, Taiza E. G. Santos-Pontelli¹, José A. O. Carneiro², Antonio A. O. Carneiro³, José F. Colafêmina¹

Resumo

Objetivos: Descrever uma nova metodologia de análise da oscilação postural estática sentada e comparar os resultados de jovens e idosos saudáveis. **Métodos:** Participaram do estudo 38 indivíduos saudáveis, 17 jovens (idade média 23±2,38 anos) e 21 idosos (idade média 67±2,42 anos). A oscilação postural foi mensurada por meio do sistema eletromagnético Polhemus® 3Space Isotrack II. As avaliações foram feitas nas condições olhos abertos (OA) e fechados (OF), com os voluntários sentados sem apoio plantar e sem encosto em suportes de madeira (superfície estável-SE) e de espuma (superfície instável-SI). Cada condição sensorial foi avaliada durante 90 segundos. Os parâmetros analisados foram: deslocamento máximo (Dmáx), trajetória total (Traj) e velocidade média (Vel) nos planos sagital (X) e frontal (Y). **Resultados:** Nas condições OA e OF em SE, foram encontradas oscilações nos planos X e Y dos parâmetros Traj e Vel maiores em jovens que em idosos. Em SI, foram observadas maiores Traj Y e Vel Y nos jovens, sem diferença significativa entre os grupos quanto a Traj X e Vel X com olhos fechados. Em relação ao Dmáx, tanto no plano X quanto no Y, em todas as condições sensoriais, só houve diferença significativa na condição OASE no plano sagital, sendo maior nos jovens. **Conclusões:** Jovens saudáveis oscilam mais que os idosos saudáveis na posição sentada. Além disso, a ferramenta utilizada mostrou ser útil para análise da oscilação postural estática na posição sentada, possibilitando o surgimento de estudos que a associem com o efeito de diversas tarefas motoras.

Palavras-chave: oscilação postural; equilíbrio sentado; idosos; jovens.

Abstract

Objectives: To describe a new method to analyze the static sitting postural sway and to compare the results of healthy young and older adult subjects. **Methods:** Thirty-eight healthy subjects took part in the study, including 17 young adults (mean age 23±2.38 years old) and 21 older adults (mean age 67±2.42 years old). The device used to quantify trunk sway was the magnetic field sensor Polhemus® 3Space Isotrack II. The measurements were taken in the eyes-opened (EO) and eyes-closed (EC) condition with the subjects seated first on a wooden stable surface (SS) then on a foam unstable surface (US) without back or foot support. Each sensory condition was assessed for 90 seconds. The analyzed parameters were: maximum amplitude (Amp), total trajectory (Traj) and mean velocity (Vel) in the sagittal (X) and frontal (Y) planes. **Results:** In the EO and EC conditions on SS, young adults presented greater postural sway in the X and Y planes on the Traj and Vel parameters. In the US, young adults showed greater Y Traj and Y Vel in the EO and EC conditions, and there was no significant difference between the groups with regard to X Traj and X Vel in the EC condition. The young adults presented greater Amp only in the EOSS condition in the X plane. **Conclusions:** The young adult subjects presented greater sway in the sitting position than the older adult subjects. In addition, the Polhemus® device was a useful tool to analyze static sitting postural sway and can be used in future studies that associate static sitting postural sway with the effect of various motor tasks.

Key words: postural sway; sitting balance; older adults; young adults.

Recebido: 10/11/2008 – **Revisado:** 26/02/2009 – **Aceito:** 08/05/2009

¹Departamento de Oftalmologia, Otorrinolaringologia e Cirurgia da Cabeça e Pescoço, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo (FMRP-USP), Ribeirão Preto (SP), Brasil

²Departamento de Clínica Médica, FMRP-USP

³Departamento de Física e Matemática, Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, USP

Correspondência para: Taiza E. G. Santos-Pontelli, Departamento de Oftalmologia, Otorrinolaringologia e Cirurgia da Cabeça e Pescoço, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto-USP,

Av. dos Bandeirantes, 3.900, Monte Alegre, CEP14040-900, Ribeirão Preto (SP), Brasil, e-mail: taiza@fmrp.usp.br

Os resultados parciais deste trabalho foram apresentados em forma de pôster no 16º SIICUSP, 2008.

Partial results of this study were presented in poster form at the 16th SIICUSP, 2008.

Introdução ::::

O controle postural é a habilidade de manter o centro de massa corporal dentro da base de apoio durante a postura estática e dinâmica. Trata-se de um processo perceptivo-motor que abrange a sensação de posição e movimento provinda dos sistemas visual, somatosensório e vestibular, além do processamento da informação sensorial e da seleção das respostas motoras que mantêm ou resgatam o equilíbrio ao corpo¹.

A manutenção desse controle é importante para a realização das atividades de vida diária as quais exigem a capacidade do indivíduo de estabilizar-se em várias posições, responder automaticamente a movimentos voluntários do corpo e extremidades, além de reagir a perturbações externas².

O envelhecimento compromete os sistemas sensoriais (visuais, somatosensórios e vestibulares), os aspectos relacionados à tarefa motora (força, amplitude de movimento, alinhamento biomecânico, flexibilidade) e o processamento central³, essenciais para a execução de atividades funcionais⁴. Esse processo degenerativo pode se manifestar em alterações como desvio da marcha, instabilidade, náuseas, quedas frequentes e desequilíbrio⁵, sendo esse um dos principais fatores que atualmente limitam a vida social do idoso⁶. Mais da metade dos casos de desequilíbrio postural têm origem entre os 65 e 75 anos, e cerca de 30% dos idosos apresentam os sintomas nessa idade⁶.

Na população idosa, a deterioração do equilíbrio postural é considerada causa primária de quedas⁷, sendo sua incidência aumentada com o avanço da idade. É um fato alarmante, visto que 20% de tais episódios requerem atenção médica⁸, podendo alguns casos ser seguidos por fraturas que correspondem a 70% das mortes acidentais em pessoas com mais de 75 anos⁹.

Estima-se que aproximadamente 45% dos indivíduos com idade superior a 65 anos sofrerão pelo menos uma queda por ano¹⁰. Além de fraturas, as quedas apresentam outras consequências como pequenas lesões, complicações psicológicas e perda significativa da independência funcional¹¹. Nesse contexto, a manifestação dos distúrbios do equilíbrio corporal tem grande impacto para os idosos, podendo levar à redução de sua capacidade funcional¹², imobilidade corporal, medo de cair novamente e altos custos com tratamentos de saúde⁶.

A avaliação objetiva do equilíbrio postural que possui maior divulgação na literatura é a posturografia. Atualmente, a medida posturográfica mais utilizada é o Centro de Pressão (CP), que é definido pelo ponto de aplicação da resultante das forças verticais agindo sobre a superfície de suporte, e estudado utilizando uma plataforma de força¹³. Outro método de análise posturográfica descrito na literatura é a baropodometria, realizado por meio do Sistema Baropodômetro Eletrônico¹⁴.

A análise da estabilidade postural em idosos saudáveis por meio da posturografia é considerada a abordagem promissora

e sensível para identificar alterações pré-clínicas no sistema de controle postural¹⁵.

Conforme já relatado na literatura^{16,17}, o controle postural estático sentado mostra-se essencial para a realização das atividades de vida diária. Tarefas relacionadas à alimentação; à higiene pessoal, como escovar os dentes na posição e pentear os cabelos; à vestimenta, como a troca de roupa e amarrar os sapatos; e às necessidades básicas, como utilização de sanitário requerem, inicialmente, a capacidade da manutenção da postura sentada. Além disso, o equilíbrio nessa posição é considerado um fator preditivo da recuperação funcional em pessoas que sofreram acidente vascular encefálico (AVE). Tyson et al.¹⁷, ao avaliar essa relação pela aplicação de diferentes questionários, demonstraram que a maioria dos pacientes portadores de sequelas de AVE, com déficit do equilíbrio sentado, continuam com limitações e observaram a evolução para independência nas atividades de vida diária em apenas alguns casos.

Diversos trabalhos que compararam o controle postural de jovens e idosos saudáveis enfocaram a importância do equilíbrio dinâmico ao subir e descer escadas¹⁸ e durante a marcha¹⁹. Esses estudos indicaram que os idosos não reduzem efetivamente sua oscilação corporal durante a transição degrau-chão e que são mais cautelosos quando submetidos a uma marcha mais rápida devido ao receio de se desequilibrar. O tempo de reação e de recuperação após perturbação externa²⁰ e o equilíbrio estático na postura ortostática²¹ por meio da plataforma de força, comparando oscilação postural de jovens e idosos, também foram temas de investigação. Foi demonstrado que indivíduos idosos apresentam tempos de reação mais lentos durante tanto uma reação estática como dinâmica.

Um dos únicos estudos que avalia a oscilação postural em posição sentada o faz na plataforma de força com pacientes portadores de AVE subagudo²². Durante o exame, os voluntários permaneciam sentados em uma cadeira com base alargada, mantendo os pés apoiados em um anteparo²². Entretanto, ainda não existem na literatura trabalhos que tenham analisado de forma objetiva e quantitativa, por meio de um sistema eletromagnético, a oscilação postural de indivíduos jovens e idosos durante a postura estática sentada.

Uma das dificuldades para os pesquisadores e terapeutas que trabalham com equilíbrio é a carência de instrumentos que quantifiquem de forma mais precisa a oscilação postural. O sistema de sensores eletromagnéticos (Polhemus® 3Space Isotrak), por ser prático para locomoção, viabilizando a realização dos exames em diversos ambientes e ser mais acessível do que a plataforma de força, torna-se uma ferramenta de grande importância para essa área de conhecimento.

O presente estudo tem como finalidades descrever uma nova metodologia de análise da oscilação postural estática

sentada e comparar os resultados de jovens e idosos saudáveis por meio do sistema eletromagnético tridimensional Polhemus®. Esse equipamento possibilita a quantificação do controle postural sentado, necessária tanto para traçar adequadas condutas de reabilitação, quanto para fornecer dados que podem ser utilizados na monitoração dos resultados de um determinado tratamento.

Materiais e métodos

Oitenta e sete indivíduos foram submetidos a uma anamnese para identificar possíveis doenças. Foram excluídos da pesquisa 44 idosos e 5 jovens os quais possuíam alguma disfunção vestibular, neurológica, osteomuscular, cardiovascular, psiquiátrica ou problema visual sem lentes corretivas.

Foram incluídos 38 indivíduos saudáveis não atletas com índice de massa corpórea (IMC) entre 18,5 e 24,9 (peso saudável). Os voluntários realizavam, no máximo, exercícios físicos duas vezes por semana, porém sem regularidade. Esses indivíduos foram divididos em dois grupos distintos: jovens ($n=17$: sendo 13 mulheres e 3 homens com idades entre 19 e 28 anos; média de idade $23\pm 2,38$) e idosos ($n=21$: sendo 19 mulheres e 2 homens com idades entre 65 e 75 anos; média de idade $67\pm 2,42$ anos). Todos os voluntários foram informados, detalhadamente, sobre sua participação e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido. Esse trabalho foi previamente aprovado pela Comissão de Ética Médica do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (Processo nº 5317/2007).

A oscilação postural foi mensurada por meio do Sistema de Sensores Eletromagnéticos Polhemus® 3Space Isotrak, aparelho desenvolvido para determinar a posição e a orientação espacial em três dimensões, em que foi registrada a posição relativa (coordenadas x , y , z e os ângulos de Euler (θ , ϕ , ρ)) entre o receptor e o transmissor do sistema de sensores eletromagnéticos. A posição espacial relativa (x , y , z) do indivíduo, digitalizada pelo próprio aparelho comercial Polhemus, foi transferida para o computador numa taxa de 60 Hz. Por ser um sinal digital, ou seja, livre de interferências eletromagnéticas, não é necessária a aplicação de filtros digitais quando se deseja avaliar o equilíbrio do indivíduo, pois, quando o sensor é mantido fixo em uma estrutura estável, o desvio no sinal é o próprio limite da digitalização e representa uma variação espacial relativa de aproximadamente 0,2 mm por coordenada. Os dados foram adquiridos e transferidos para o *notebook* em tempo real por meio de interface serial/USB e de um *software* desenvolvido em ambiente LabView 8.0. Um microcomputador HP Pentium 4 foi utilizado para automação dos instrumentos de medidas e processamento dos

dados, usando interface desenvolvida em ambiente LabView 8.0. Os *softwares* e interfaces utilizados foram desenvolvidos pelo grupo de pesquisa Grupo de Inovação de Instrumentação Médica e Ultrassom (GIIMUS).

O sensor foi posicionado sobre o processo espinhoso da segunda vértebra torácica a fim de medir o movimento do tronco do voluntário. A região torácica foi escolhida para o posicionamento do sensor por ser a porção mais estável da coluna vertebral e por transmitir adequadamente a oscilação do tronco. A bobina transmissora magnética foi colocada sobre um suporte desacoplado do corpo do voluntário a uma distância de aproximadamente 40 cm e na mesma altura do sensor. Cada indivíduo permaneceu sentado sem apoio plantar e sem encosto num banco de madeira com altura regulável e assento de 50 cm de comprimento²³ e 50 cm de largura (superfície estável), e sentado sobre uma espuma com densidade de 30 kg/m^3 , 50 cm de largura e 50 cm de comprimento (superfície instável) colocada sobre o assento do banco de madeira. Desse modo, mantinha toda a área da coxa apoiada sobre o assento. Solicitou-se que os voluntários permanecessem sentados e estáticos (“parados”) durante o tempo de coleta com os membros superiores apoiados e relaxados sobre as coxas. A coleta de dados apenas foi iniciada após a completa explicação do procedimento, o treinamento do indivíduo com os olhos abertos e fechados na superfície estável durante alguns segundos, além do questionamento da existência de alguma dúvida. A análise e adequação do procedimento quanto à presença de interferência do equipamento foram realizadas durante o treinamento.

Foram realizadas medidas em quatro condições sensoriais, na seguinte ordem²³:

- **Condição 01:** indivíduo sentado na superfície estável com os olhos abertos (OA);
- **Condição 02:** indivíduo sentado na superfície estável com os olhos fechados (OF);
- **Condição 03:** indivíduo sentado na superfície instável com olhos abertos;
- **Condição 04:** indivíduo sentado na superfície instável com olhos fechados. Nas condições com olhos abertos, os indivíduos eram orientados a manter fixação ocular em um ponto colocado a uma distância de 1,5 m a sua frente. Cada condição sensorial foi avaliada durante 90 segundos.

As variáveis deslocamento máximo ($D_{\text{máx}}$), trajetória (Traj) e velocidade (Vel) nos planos frontal (y) e sagital (x) foram analisadas estatisticamente, utilizando-se o teste não paramétrico de Mann-Whitney para amostras independentes (análises intergrupos) e o teste de Wilcoxon para amostras dependentes (análises intragrupos) por meio do pacote estatístico *Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS) para

Windows, versão 11.0. Foi considerado D_{máx} ântero/posterior a maior amplitude de movimento no sentido ântero/posterior (AP) e D_{máx} látero-lateral a maior amplitude de movimento no sentido látero-lateral (LL). A Traj (deslocamento total) foi considerada o trajeto realizado pelo corpo durante o tempo de aquisição dos dados no sentido AP e LL. A velocidade média foi o valor obtido da razão do deslocamento total pelo tempo.

Resultados

Os dados de um voluntário jovem em superfície estável na condição olhos abertos não foram incluídos na análise estatística devido à interferência externa no sensor eletromagnético de captação dos sinais. A Tabela 1 mostra as médias e desvios-padrão de todas as variáveis analisadas neste estudo.

Análise intergrupos (não pareada)

Na superfície estável, tanto com olhos abertos quanto com olhos fechados foram encontradas oscilações AP (eixo X) e LL (eixo Y) nos parâmetros Traj e Vel maiores nos indivíduos jovens em comparação com os idosos (Condição Olhos Abertos Superfície Estável: Traj X: p=0,013; Traj Y: p=0,001; Vel X: p=0,012; Vel Y: p=0,001; Condição Olhos Fechados Superfície Estável: Traj X: p=0,023; Traj Y: p=0,002; Vel X: p=0,025; Vel Y: p=0,003).

Na superfície instável, foram observadas maiores Traj e Vel de deslocamento no plano frontal nos indivíduos jovens (Traj Y_Olhos Abertos: p=0,003; Traj Y_Olhos Fechados: p=0,004; Vel Y_Olhos Abertos: p=0,003; Vel Y_Olhos Fechados: p=0,004). No plano sagital, em superfície instável, na condição de olhos fechados não houve diferença estatisticamente

significativa entre jovens e idosos quanto à Vel (Vel X_Olhos Fechados: p=0,081) e Traj (Traj X_Olhos Fechados: p=0,075).

Em relação ao D_{máx} tanto ântero-posterior quanto látero-lateral nas duas condições sensoriais e em ambas as superfícies, só houve diferença significativa na condição OASE no plano sagital, sendo maior nos jovens (D_{máx} X OASE p=0,016).

Análise pareada dos grupos de jovens e de idosos

Ao analisar os grupos de jovens e de idosos separadamente, não foi encontrada diferença estatística entre as condições OA e OF em todas as variáveis, tanto na superfície estável quanto na instável.

Ao comparar as respostas obtidas entre os tipos de plataformas, nos indivíduos jovens, foi apenas encontrado maior deslocamento no plano frontal na plataforma instável em relação à plataforma estável na condição olhos abertos (Dy OA p=0,044). No grupo de voluntários idosos, o deslocamento tanto no plano X quanto no plano Y foi significativamente maior na plataforma instável quando na condição de olhos abertos (Dy OA p=0,018; Dx OA p=0,011).

Na condição de olhos fechados, não houve diferença significativa entre superfície estável e instável em ambos os grupos.

Análise pareada da amostra integrada

Nos 38 indivíduos saudáveis, não houve diferença significativa entre as condições OA e OF em todos os parâmetros analisados. Comparando as plataformas instável e estável na condição OA em todos os voluntários, foram identificados maiores deslocamentos látero-lateral (Dy OA p=0,002) e ântero-posterior (Dx OA p=0,034) na superfície instável. Não houve diferença significativa entre as superfícies na condição OF nos voluntários.

Tabela 1. Médias e desvios-padrão de todas as variáveis analisadas: deslocamento máximo (Desl) em cm, trajetória (Traj) em cm e velocidade (Vel) em cm/s, em todas as condições sensoriais e nos dois planos.

| Condições/ Variáveis | Jovens | | | | Idosos | | | |
|-------------------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|--------------|
| | OASE | OFSE | OASI | OFSI | OASE | OFSE | OASI | OFSI |
| Desl X Média±DP | 1,25±0,49 | 0,9±0,42 | 1,15±0,56 | 0,98±0,47 | 0,85±0,28 | 0,88±0,69 | 1,13±0,75 | 1,1±0,53 |
| Desl Y Média±DP | 0,66±0,32 | 0,65±0,38 | 0,96±0,38 | 0,96±0,38 | 0,71±0,31 | 0,68±0,35 | 0,96±0,47 | 0,85±0,39 |
| Traj X Média±DP | 137,10±46,12 | 135,14±45,92 | 144,78±41,35 | 138,28±41,72 | 114,57±29,41 | 114,21±35,53 | 113,57±32,07 | 118,13±33,51 |
| Traj Y Média±DP | 92,08±31,52 | 89,64±33,11 | 103,45±32,63 | 94,9±34,99 | 45,41±16,27 | 49,15±21,16 | 52,98±17,12 | 50,69±17,79 |
| Vel X Média±DP | 1,52±0,51 | 1,5±0,51 | 1,61±0,45 | 1,54±0,46 | 1,28±0,32 | 1,27±0,39 | 1,26±0,35 | 1,32±0,37 |
| Vel Y Média±DP | 1,02±0,34 | 1,0±0,36 | 1,15±0,36 | 1,05±0,38 | 0,5±0,18 | 0,55±0,23 | 0,59±0,19 | 0,57±0,19 |

OASE=olhos abertos superfície estável; OFSE=olhos fechados superfície estável; OASI=olhos abertos superfície instável; OFSI=olhos fechados superfície instável; DP=desvio-padrão.

Discussão

A maior oscilação postural dos indivíduos idosos em relação aos jovens na posição ortostática é resultado frequente na literatura^{23,24}. Há referências que afirmam os mesmos dados na posição sentada^{25,26}, porém por meio de análises observacionais. Este é o primeiro estudo que analisa de forma objetiva e quantitativa o equilíbrio na posição sentada com o sistema eletromagnético Polhemus®. Contrário aos indícios literários, observou-se que os indivíduos jovens possuem maior oscilação postural quando sentados, que os idosos. Esses resultados foram encontrados tanto ao analisar a influência da visão quando foram comparadas as condições OA e OF, quanto ao avaliar a influência do tipo de superfície, estável (madeira) e instável (espuma).

As informações sensoriais são essenciais para o controle da postura humana. Ao retirar a informação visual (condição OF) ou ao não fornecer informação exata da ortogonalidade da superfície (condição em superfície instável), há uma maior exigência dos sistemas neuromotores para a manutenção do equilíbrio postural. A maior oscilação dos idosos, geralmente observada pela variabilidade do centro de pressão, é atribuída à diminuição na eficiência de qualquer um dos sistemas sensoriais com o avanço da idade²⁵. Isso também poderia reduzir a redundância da informação sensorial normalmente apresentada por indivíduos adultos saudáveis. Associada a uma incapacidade para selecionar informações sensoriais relevantes, a diminuição na eficiência dos sistemas sensoriais poderia ser responsável pelo aumento da oscilação corporal na postura ereta e pelos desequilíbrios posturais em idosos^{23,27}.

Recentemente, Tucker et al.²⁰ compararam entre jovens e idosos os tempos de reação e o padrão de coordenação temporal dos centros de pressão e indicaram haver maior rigidez corporal associada à idade avançada durante a manutenção do controle postural na posição ortostática. Segundo os autores, indivíduos idosos se tornam mais rígidos a fim de manter a estabilidade do corpo frente a condições desafiadoras o que, possivelmente, esteja relacionado às mudanças osteoligamentares das articulações ou a uma estratégia de resposta postural ativa²⁰.

Utilizando o sistema de sensores Polhemus® para analisar a oscilação corporal na posição ereta estática em pacientes com parkinsonismo, Minati²⁸ também observou maior rigidez postural na condição de olhos fechados quando em superfície estável. No entanto, quando em superfície instável, esses pacientes oscilaram muito mais de olhos fechados

em comparação com a condição de olhos abertos. Provavelmente, haja um limiar que define a capacidade de manter melhor equilíbrio postural utilizando a estratégia de rigidez corporal. A partir do momento em que o paciente se encontra em uma situação em que esse limiar é ultrapassado, ele não mais consegue utilizar essa estratégia, resultando em maior oscilação postural e maior medo de queda. Como há maior estabilidade na condição analisada pelo presente estudo, é possível que esse limiar não tenha sido alcançado e que apenas a estratégia de rigidez corporal tenha sido utilizada. Mais estudos avaliando de forma objetiva a oscilação postural em indivíduos jovens e idosos saudáveis serão necessários a fim de confirmar essas hipóteses.

O fato de não ter sido observada diferença entre todas as condições sensoriais tanto na avaliação intragrupos quanto ao analisar a amostra integrada, provavelmente, também seja devido à estabilidade da posição sentada. No entanto, foram observadas diferenças estatísticas em algumas das análises do $D_{máx}$. Esse parâmetro analisa os pontos extremos do deslocamento corporal, independentemente do momento em que foram alcançados. Apesar de ser mais um dado para a análise do controle da postura humana, o $D_{máx}$ não caracteriza adequadamente o equilíbrio postural estático. Esse parâmetro será de grande importância para analisar atividades funcionais em estudos futuros.

De acordo com Gill et al.²⁹, a medida da oscilação do tronco é uma ferramenta útil para a avaliação clínica do controle do equilíbrio postural. Nesse contexto, o equipamento eletromagnético tridimensional Polhemus® se mostrou eficaz para essa finalidade, além de fornecer parâmetros objetivos e diversos dos analisados pela plataforma de força. Outra vantagem do uso desse aparelho reside na praticidade de sua locomoção, o que não acontece com a plataforma de força que necessita de local determinado. A limitação do equipamento está relacionada ao ambiente de aquisição de dados, pois, para que sejam adquiridos, 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 trabalho é de grande relevância, pois introduz uma metodologia para análise do equilíbrio na posição sentada, possibilitando o surgimento de estudos que associem o efeito de diversas tarefas motoras com a oscilação postural mensurada pelo Polhemus®. Além disso, fornece dados de indivíduos saudáveis para, posteriormente, serem comparados com indivíduos portadores de diversas doenças.

Referências bibliográficas

- Nagy E, Feher-Kiss A, Barnai M, Domján-Preszner A, Angyan L, Horvath G. Postural control in elderly subjects participating in balance training. *Eur J Appl Physiol*. 2007;100(1):97-104.
- Miyamoto ST, Lombardi Junior I, Berg KO, Ramos LR, Natour J. Brazilian version of the Berg balance scale. *Braz J Med Biol Res*. 2004;37(9):1411-21.
- Chandler JM. Equilíbrio e quedas no idoso: questões sobre a avaliação e o tratamento. In: Guccione AA. *Fisioterapia Geriátrica*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2002. p. 265-77.
- Howe TE, Rochester L, Jackson A, Banks PM, Blair VA. Exercise for improving balance in older people. *Cochrane Database Syst Rev*. 2007;17(4):CD004963.
- Simoceli L, Bittar RMS, Bottino MA, Bento RF. Perfil diagnóstico do idoso portador de desequilíbrio corporal: resultados preliminares. *Rev Bras Otorrinolaringol*. 2003;69(6):772-7.
- Ruwer SL, Rossi AG, Simon LF. Equilíbrio no idoso. *Rev Bras Otorrinolaringol*. 2005;71(3):298-303.
- Fujiwara K, Kiyota T, Maeda K, Horak FB. Postural control adaptability to floor oscillation in the elderly. *J Physiol Anthropol*. 2007;26(4):485-93.
- Gillespie LD, Gillespie WJ, Robertson MC, Lamb SE, Cumming RG, Rowe BH. Interventions for preventing falls in elderly people. *Cochrane Database Syst Rev*. 2003;(4):CD000340.
- Fuller GF. Falls in the elderly. *Am Fam Physician*. 2000;61(7):2159-68.
- Rogers ME, Fernandez JE, Bohlken RM. Training to reduce postural sway and increase functional reach in the elderly. *J Occup Rehabil*. 2001;11(4):291-8.
- Gazzola JM, Ganança FF, Perracini MR, Aratani MC, Dorigueto RS, Gomes CMC. O envelhecimento e o sistema vestibular. *Fisioter Mov*. 2005;18(3):39-48.
- Onambele GL, Narici MV, Maganaris CN. Calf muscle-tendon properties and postural balance in old age. *J Appl Physiol*. 2006;100(6):2048-56.
- Freitas SMSF, Duarte M. Métodos de análise do controle postural. Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo; 2006.
- Bankoff ADP, Ciol P, Zamai CA, Schmidt A, Barros DD. Estudo do equilíbrio corporal postural através do sistema de baropodometria eletrônica. *Revista Conexões*. 2004;2(2):87-104.
- Jbabdi M, Boissy P, Hamel M. Assessing control of postural stability in community-living older adults using performance-based limits of stability. *BMC Geriatr*. 2008;8:8.
- Hama S, Yamashita H, Shigenobu M, Watanabe A, Hiramoto K, Takimoto Y, et al. Sitting balance as an early predictor of functional improvement in association with depressive symptoms in stroke patients. *Psychiatry Clin Neurosci*. 2007;61(5):543-51.
- Tyson SF, Hanley M, Chillala J, Selley AB, Tallis RC. The relationship between balance, disability, and recovery after stroke: predictive validity of the Brunel balance assessment. *Neurorehabil Neural Repair*. 2007;21(4):341-6.
- Lee HJ, Chou LS. Balance control during stair negotiation in older adults. *J Biomech*. 2007;40(11):2530-6.
- Shkuratova N, Morris ME, Huxham F. Effects of age on balance control during walking. *Arch Phys Med Rehabil*. 2004;85(4):582-8.
- Tucker MG, Kavanagh JJ, Barrett RS, Morrison S. Age-related differences in postural reaction time and coordination during voluntary sway movements. *Hum Mov Sci*. 2008;27(5):728-37.
- Yu E, Abe M, Masani K, Kawashima N, Eto F, Haga N, et al. Evaluation of postural control in quiet standing using center of mass acceleration: comparison among the young, the elderly, and people with stroke. *Arch Phys Med Rehabil*. 2008;89(6):1133-9.
- van Nes IJ, Nienhuis B, Latour H, Geurts AC. Posturographic assessment of sitting balance recovery in the subacute phase of stroke. *Gait Posture*. 2008;28(3):507-12.
- Collins JJ, De Luca CJ, Burrows A, Lipsitz LA. Age-related changes in open-loop and closed-loop postural control mechanisms. *Exp Brain Res*. 1995;104(3):480-92.
- Hay L, Bard C, Fleury M, Teasdale N. Availability of visual and proprioceptive afferent messages and postural control in elderly adults. *Exp Brain Res*. 1996;108(1):129-39.
- Shumway-Cook A, Woollacott MH. *Motor control: theory and practical applications*. 2ª ed. Barueri: Manole; 2003.
- Herdman SJ. *Reabilitação vestibular*. 2ª ed. Barueri: Manole; 2002.
- Speers RA, Kuo AD, Horak FB. Contributions of altered sensation and feedback responses to changes in coordination of postural control due to aging. *Gait Posture*. 2002;16(1):20-30.
- Minati JO. *Avaliação do sistema vestibular e da oscilação do tronco na doença de Parkinson [dissertação]*. Ribeirão Preto (SP): Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - USP; 2007.
- Gill J, Allum JH, Carpenter MG, Held-Ziolkowska M, Adkin AL, Honegger F, et al. Trunk sway measures of postural stability during clinical balance tests: effects of age. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2001;56(7):M438-47.