

# Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio

Revision of posturography based on force plate for balance evaluation

Marcos Duarte<sup>1</sup>, Sandra M. S. F. Freitas<sup>2</sup>

## Resumo

**Contextualização:** A manutenção do equilíbrio e da orientação corporal em humanos é garantida pelo adequado funcionamento do sistema de controle postural. A investigação desse controle tem despertado interesse em profissionais de diversas áreas, tais como, Fisioterapia, Educação Física, Engenharia, Física, Medicina, Psicologia, entre outras. **Objetivos:** Revisar os métodos de análise experimental de dados utilizados para investigação do controle postural em seres humanos e demonstrar o cálculo e rotinas de programação das principais medidas utilizadas na avaliação desse controle. **Conclusão:** Os procedimentos experimentais e as medidas utilizadas na avaliação do controle postural apresentados nesta revisão poderão auxiliar na padronização da investigação do controle postural.

**Palavras-chave:** controle motor; biomecânica; plataforma de força; posturografia; equilíbrio; centro de pressão.

## Abstract

**Background:** The maintenance of balance and body orientation in humans is guaranteed by the adequate functioning of the postural control system. The investigation of this control has awakened the interest of professionals from several fields such as Physical Therapy, Physical Education, Engineering, Physics, Medicine, Psychology, and others. **Objectives:** The purposes of this study are to revise the methods of data analysis used to investigate the postural control in human beings and to demonstrate the computational algorithms of the main measures used in the postural control evaluation. **Conclusion:** The experimental procedures and measures used in postural control evaluation presented in this review can help in the standardization of postural control investigation.

**Key words:** motor control; biomechanics; force plate; posturography; balance; center of pressure.

Recebido: 03/03/2010 – Revisado: 08/04/2010 – Aceito: 13/04/2010

<sup>1</sup>Programa de Pós Graduação em Neurociências e Comportamento, Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo (USP-SP), São Paulo (SP), Brasil

<sup>2</sup>Programa de Pós-Graduação em Fisioterapia, Universidade Cidade de São Paulo (UNICID), São Paulo (SP), Brasil

Correspondência para: Marcos Duarte, Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, Av. Prof. Mello de Moraes, 65, CEP 05508-030, São Paulo (SP), Brasil, e-mail: mduarte@usp.br

## Introdução ...

A manutenção do equilíbrio e da orientação corporal durante a postura ereta é essencial para a execução de atividades da vida diária e para a prática de atividade física e esportiva. A investigação de como o equilíbrio e a orientação corporal são controlados tem despertado o interesse de profissionais de diversas áreas, tais como, Fisioterapia, Educação Física, Engenharia, Física, Medicina, Psicologia, entre outras. Diferentes técnicas de medidas e avaliação têm sido utilizadas por esses profissionais, o que, muitas vezes, gera diferentes resultados. Por exemplo, estudos sobre a acurácia das medidas de controle postural divergem quanto ao número de repetições que deveriam ser avaliadas. Lafond et al.<sup>1</sup> observaram que duas tentativas seriam suficientes para obter medidas confiáveis de estabilidade postural, enquanto Corriveau et al.<sup>2</sup> sugeriram que ao menos quatro repetições deveriam ser avaliadas. Essa discrepância quanto ao número de tentativas sugerido pelos autores pode estar relacionada às diferenças nas variáveis medidas durante a avaliação (velocidade do centro de pressão e diferença na relação centro de pressão (CP) e centro de massa (CM), respectivamente investigadas pelos autores). Por essa razão, seria importante que houvesse uma padronização nos métodos de análise do controle postural. Dessa forma, um dos objetivos deste estudo é revisar conceitos e métodos de avaliação e análise de dados utilizados para investigação do controle postural em seres humanos. Além disso, será apresentado ainda, neste estudo, como calcular as principais medidas utilizadas na avaliação do controle postural por meio de códigos de programação computacional.

## Controle postural ...

A postura pode ser compreendida como a configuração das articulações de um corpo, isto é, o conjunto de ângulos que expressam o arranjo relativo entre os segmentos de um corpo<sup>3</sup>. Dessa forma, uma infinidade de posturas é adotada pelo ser humano durante atividades da vida diária, como andar, alcançar um objeto com as mãos, ou mesmo quando se decide ficar parado em pé. Na verdade, mesmo quando se decide ficar parado na postura em pé, oscila-se. Nesse sentido, o termo postura ereta estática ou parada, referindo-se à postura ereta quieta, embora comumente utilizado, é tecnicamente impreciso. Um termo mais adequado seria postura ereta semi-estática.

A cada nova postura adotada pelo ser humano, respostas neuromusculares são necessárias para manter o equilíbrio do corpo. A manutenção do equilíbrio do corpo é atribuída ao sistema de controle postural, um conceito utilizado para se referir às funções dos sistemas nervoso, sensorial e motor, que desempenham esse papel. O sistema sensorial fornece informações

sobre a posição de segmentos corporais em relação a outros segmentos e ao ambiente. O sistema motor é responsável pela ativação correta e adequada de músculos para realização dos movimentos. O sistema nervoso central integra informações provenientes do sistema sensorial para, então, enviar impulsos nervosos aos músculos que geram respostas neuromusculares.

As respostas neuromusculares são necessárias para garantir, por exemplo, que, na postura ereta e com os pés imóveis, a projeção vertical do centro de gravidade (CG) do corpo seja mantida dentro da base de suporte (polígono delimitado pelas bordas laterais dos pés), dando estabilidade e permitindo a realização de diversos movimentos com os segmentos superiores do corpo. O CG (ou CM), em termos simples, é definido como o ponto de aplicação da força gravitacional resultante sobre o corpo<sup>4,5</sup>. Um conceito associado à base de suporte é o de limite de estabilidade, o qual expressa o quanto dessa base de suporte o indivíduo consegue utilizar e se manter em equilíbrio, isto é, os limites de estabilidade expressam a base de suporte funcional do indivíduo. Por exemplo, com o envelhecimento, a base de suporte não é alterada, mas os limites de estabilidade diminuem sensivelmente<sup>6</sup>. Mais tarde serão vistos exemplos desses conceitos em adultos saudáveis. Ressalta-se a importância da rigidez passiva da estrutura musculotendínea do corpo humano na manutenção da postura ereta quieta (quando se tenta ficar o mais parado possível), seja com o músculo totalmente em repouso ou com tônus muscular. Tal rigidez passiva atua como se fosse um 'elástico' contra o momento de força gravitacional, o qual tem a tendência de provocar uma queda do corpo para frente. Embora a estimativa da contribuição do momento de força restaurador devido à rigidez passiva varie bastante na literatura, estima-se que tal momento seja da ordem de cerca de 65 a 90% da magnitude do momento de força gravitacional<sup>7,8</sup>, isto é, mais da metade do momento de força responsável para nos manter em pé seria devido a um componente puramente passivo, sem participação direta do controle pelo sistema nervoso.

Mecanicamente, as condições de equilíbrio do corpo dependem das forças e momentos de força (torques) aplicados sobre ele. Um corpo está em equilíbrio mecânico quando a somatória de todas as forças (F) e momentos de força (M) que agem sobre ele é igual a zero ( $\Sigma F=0$  e  $M=0$ ). As forças que agem sobre o corpo podem ser classificadas em forças externas e forças internas. As forças externas mais comuns que atuam sobre o corpo humano são a força gravitacional sobre todo o corpo e a força de reação do solo que, durante a postura ereta, atua sobre os pés. As forças internas podem ser perturbações fisiológicas (por exemplo, o batimento cardíaco e a respiração) ou perturbações geradas pela ativação dos músculos necessários para a manutenção da postura e a realização dos movimentos do próprio corpo. Todas essas forças aceleram (quando transmitidas ao ambiente) continuamente o corpo humano em

todas as direções em torno do seu CG. Portanto, do ponto de vista mecânico, o corpo nunca está numa condição de perfeito equilíbrio, pois as forças sobre ele só são nulas momentaneamente. Assim, pode-se dizer que o corpo humano está em constante desequilíbrio, numa busca incessante por equilíbrio. Outro aspecto importante é que esse equilíbrio (ou a busca por ele) na postura ereta é instável devido a perturbações e, se nenhuma força for feita para anular o efeito dessas perturbações, o corpo não irá voltar à sua posição inicial e, dependendo da intensidade delas, poderá ocorrer uma queda. Em condições normais na postura ereta quieta, as forças e momentos de força são muito pequenos, o que resulta em pequenas oscilações do corpo. Em um adulto saudável, elas são quase imperceptíveis. É comum se referir, de forma aproximada, a essa condição como uma condição de equilíbrio. Também é comum se referir à tarefa de controle postural como de controle do equilíbrio.

A maneira mais comum de se estudar o controle postural é avaliar o comportamento (principalmente a oscilação) do corpo durante a postura ereta quieta. A avaliação pode ser tanto qualitativa, pela observação, como quantitativa, com o auxílio de instrumentos de medição. Nesta revisão, apenas a avaliação quantitativa da oscilação corporal será discutida. A técnica utilizada para medir a oscilação do corpo ou de uma variável associada a essa oscilação é a posturografia. Embora a posturografia tenha sido muito utilizada em laboratórios para estudos do controle postural, ela não é restrita a eles. Clínicas de fisioterapia e reabilitação e clubes esportivos têm utilizado equipamentos que quantitativamente mensuram as oscilações do corpo durante a postura ereta quieta ou durante a execução de diferentes tipos de tarefas na postura em pé. Tal fato leva à necessidade de uma revisão de conceitos básicos da posturografia, como será feita a seguir.

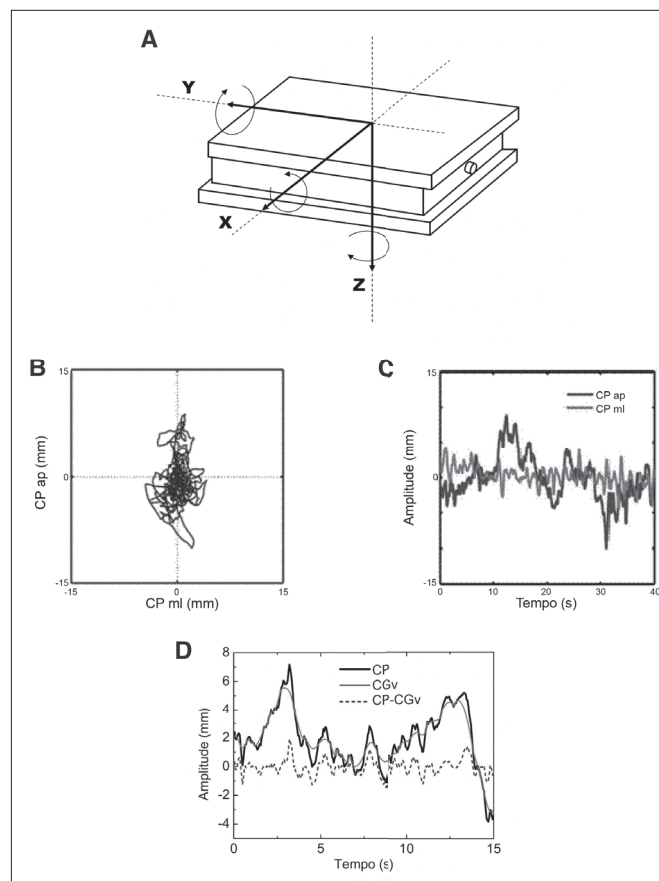
## Posturografia

A posturografia é comumente dividida em posturografia estática, quando a postura ereta quieta do sujeito é estudada e posturografia dinâmica, quando a resposta a uma perturbação aplicada sobre o sujeito é estudada. A medida posturográfica mais comumente utilizada na avaliação do controle postural é o CP. O CP é o ponto de aplicação da resultante das forças verticais agindo sobre a superfície de suporte. O equipamento mais utilizado para mensurar o CP é a plataforma de força.

Em geral, a plataforma de força consiste em uma placa sob a qual alguns (tipicamente quatro) sensores de força do tipo célula de carga ou piezoelétrico estão arranjados para medir os três componentes da força,  $F_x$ ,  $F_y$  e  $F_z$  ( $x$ ,  $y$  e  $z$  são as direções ântero-posterior, médio-lateral e vertical, respectivamente), e os três componentes do momento de força (ou torque),  $M_x$ ,  $M_y$  e

$M_z$ , agindo sobre a plataforma (Figura 1A). Por medir seis grandezas físicas, essas plataformas são geralmente referidas como plataformas de seis componentes. O dado do CP refere-se a uma medida de posição definida por duas coordenadas na superfície da plataforma de acordo com a orientação do avaliado. A partir dos sinais mensurados pela plataforma de força, a posição do CP nas direções ântero-posterior (ap) e médio-lateral (ml) são calculados como  $CP_{ap} = (-h \cdot F_x - M_y) / F_z$  e  $CP_{ml} = (-h \cdot F_y + M_x) / F_z$ , em que  $h$  é a altura da base de apoio acima da plataforma de força; por exemplo, um tapete sobre a plataforma de força. Os dados do CP adquiridos podem ser visualizados de duas formas: por um estatocinesigrama ou por um estabilograma. O estatocinesigrama é o mapa do CP na direção ap versus o CP na direção ml (Figura 1B), enquanto o estabilograma é a série temporal do CP em cada uma das direções: ap e ml (Figura 1C).

Plataformas de força comerciais são instrumentos caros (da ordem de 20 mil dólares nos Estados Unidos); porém, se o uso da plataforma é apenas para posturografia, uma plataforma mais barata e simples, mas suficientemente acurada,



**Figura 1.** Representação de uma plataforma de força e eixos de medida (A) e exemplos do estatocinesigrama (B) e do estabilograma (C) de um indivíduo na postura ereta quieta por 40 segundos. Exemplo de trajetórias do CP, CGv e da diferença entre CP e CGv, CP-CGv, na direção ântero-posterior (ap) durante a postura ereta quieta de um indivíduo.

pode ser construída<sup>9</sup>. Esse tipo é composto por três ou quatro células de carga que medem apenas a componente vertical da força de reação do solo e as duas coordenadas do CP (ou os dois momentos de forças nos eixos x e y). Por esse motivo, é conhecido como plataforma de três componentes.

Seja a plataforma de seis ou de três componentes, ela deve estar calibrada para permitir uma medição adequada<sup>10</sup>. Os fabricantes de plataformas de força também comercializam os equipamentos necessários (incluindo softwares) para a aquisição e processamento do sinal, embora esses equipamentos possam ser comprados em separado. A vantagem em adquiri-los de um mesmo fabricante é que o uso deles é uma solução pronta, mas com a desvantagem de ser uma solução do tipo caixa preta, com poucas possibilidades para customização. Cabe então ao usuário ter um conhecimento básico sobre o equipamento como também sobre o sinal a ser adquirido e a análise desse sinal por meio dele em diferentes condições de avaliação (isto é, postura ereta estática e dinâmica).

## Relação entre CG e CP

A posição do CG é uma medida de deslocamento e é totalmente independente da velocidade ou aceleração total do corpo e de seus segmentos<sup>11</sup>. O CP também é uma medida de deslocamento e é dependente do CG, mas o CP expressa a localização do vetor resultante da força de reação do solo em uma plataforma de força. Esse vetor é igual e oposto à média ponderada da localização de todas as forças que agem na plataforma de força, como a força peso e as forças internas (musculares e articulares) transmitidas ao chão<sup>5</sup>. Por conseguinte, o deslocamento do CG é a grandeza que realmente indica a oscilação do corpo inteiro, e a grandeza CP, é na verdade, uma combinação da resposta neuromuscular ao deslocamento do CG e da própria posição do CG. Essas duas grandezas expressam conceitos diferentes; mas, em situações específicas, como na postura ereta estática, podem apresentar variações semelhantes<sup>12,13</sup>. As diferenças entre o CG e o CP são relacionadas à aceleração do corpo e, quanto menores as frequências de oscilação do corpo, menores serão as diferenças entre essas duas grandezas. Os componentes do CG nas direções ap e ml são os componentes que interessam em posturografia, isto é, geralmente não se está interessado na variação do CG na direção vertical, pois a oscilação nessa direção é bem menor que nas direções horizontais. O componente do CG numa direção horizontal é denominado projeção vertical do CG (CGv). Na Figura 1D, são apresentados exemplos da trajetória do CP, CGv e da diferença entre CP e CGv (CP-CGv) na direção ap durante 15 segundos de registro de um indivíduo que permaneceu por 60 segundos na postura ereta quieta.

A determinação do CG pode ser feita de três formas. A primeira delas é diretamente pelo método cinemático<sup>5,14</sup>, em que as posições dos segmentos corporais são medidas em um dado

instante, e o CG do corpo é determinado a partir do uso dessas posições e do conhecimento dos parâmetros inerciais do corpo, como posição do CG em cada segmento e sua respectiva massa. Os obstáculos ao uso do método cinemático são que os parâmetros inerciais dos segmentos corporais apresentam consideráveis erros (devido a erros nos modelos antropométricos do corpo) e o fato de ser mais complexo e trabalhoso, pois requer o uso da cinemetria (câmeras de vídeo e software para calibração e reconstrução das coordenadas). O método cinemático também tem sido simplificado pelo monitoramento do movimento de apenas uma marca sobre o corpo, assumindo que seu movimento é representativo do movimento do CG global. Tipicamente, essa marca é posicionada sobre a coluna vertebral, aproximadamente na região da quinta vértebra lombar. Tal simplificação é geralmente aceitável para a direção ap e para a postura ereta quieta (mas somente para esse caso).

Num segundo método, o componente horizontal do CG, o CGv, pode ser estimada por integração dupla da força horizontal dividida pela massa (aceleração horizontal). O principal problema desse método é como achar a posição e a velocidade inicial do corpo após a dupla integração. Se essas constantes não são determinadas, considera-se apenas o deslocamento relativo do CG que apresenta uma velocidade média nula. King e Zatsiorsky<sup>15</sup> propuseram um método para determinação dessas duas constantes. O método é baseado na consideração de que, no instante em que a força horizontal é nula, as posições do CP e da CGv coincidem. Zatsiorsky e Duarte<sup>16</sup> aperfeiçoaram esse método de dupla integração entre os instantes de força nula; ambas as constantes de integração são determinadas analiticamente a partir dos dados do CP, e os instantes de força nula são determinados pela interpolação dos dados obtidos da série temporal do CP.

Um terceiro método possível para estimativa da CGv a partir do CP é o método de filtragem a partir da relação, no domínio de frequências, entre CP e CGv, considerando o corpo como um pêndulo invertido<sup>17</sup>. Esse método consiste na aplicação de um filtro passa-baixa no sinal do CP. A frequência de corte desse filtro é determinada a partir das características antropométricas do corpo, e geralmente a frequência é da ordem de 0,5 Hz<sup>17</sup>. Esse método é provavelmente o mais simples e rápido, pois só depende da posição do CP e de uma estimativa simples do momento de inércia do corpo. A diferença entre os três métodos, se empregados adequadamente, é pequena<sup>18</sup>, principalmente entre os dois primeiros, sendo que o método de filtragem é mais atrativo pela simplicidade (pode ser utilizado até mesmo com uma plataforma de força de três componentes). Um aspecto importante é que os três métodos, em particular os últimos dois, que estimam a CGv a partir do CP, não produzem resultados favoráveis para a direção ml porque, nessa direção, o modelo do corpo como um pêndulo invertido é impreciso.

## Padronização da posturografia

A avaliação do controle postural pode ser feita dentro de um laboratório, clínica ou em ambientes abertos no caso da avaliação de campo. No entanto, é necessário que as condições ambientais sejam propícias para a avaliação. Cuidados devem ser tomados com a iluminação e ruídos sonoros, entre outras características do ambiente. A atenção do indivíduo também é um fator que interfere na avaliação do controle postural. Além disso, alguns parâmetros devem ser observados para a aquisição adequada dos dados de posturografia quando se utiliza a plataforma de força. Esses parâmetros incluem frequência de aquisição, período de aquisição, número de aquisições, entre outros.

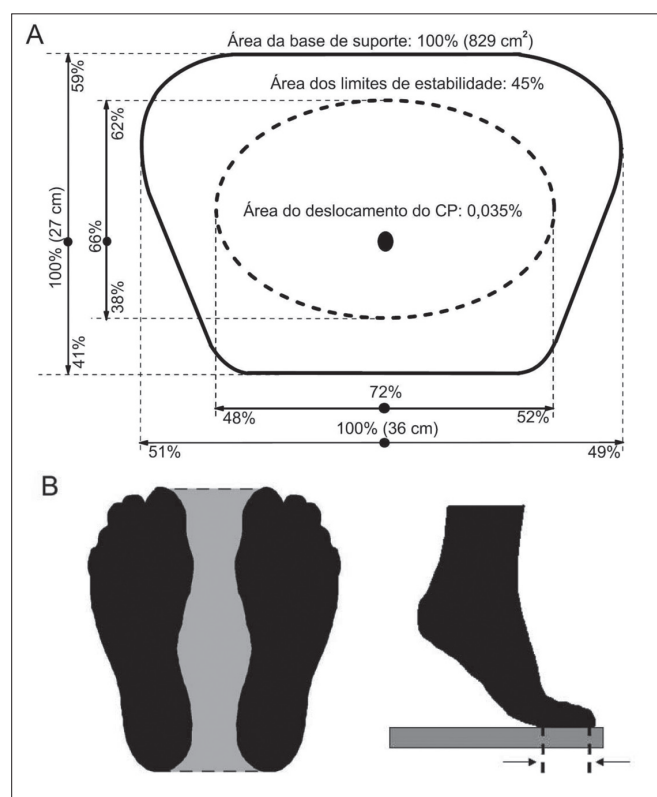
A frequência de aquisição do sinal do CP é dependente da tarefa que é investigada. Para a postura ereta quieta em indivíduos normais, os componentes de frequência do sinal do CP estão abaixo de 10 Hz<sup>13</sup>. Portanto, segundo o teorema de Nyquist (a frequência de amostragem deve ser, no mínimo, o dobro da largura de banda de frequências do sinal), uma frequência de aquisição de 20 Hz seria suficiente. No entanto, frequências mais altas oriundas de ruído podem estar presentes no sinal. Assim, frequências mais altas de aquisição, tipicamente 100 Hz, são utilizadas na prática.

Um fator limitante da posturografia usando a plataforma de força é a grande variabilidade do sinal do CP, o que pode prejudicar a interpretação dos resultados como distinção entre controle postural de diferentes populações (adultos, idosos, portadores de Mal de Parkinson, entre outros), risco de quedas, efeito de tratamento, entre outros. Por exemplo, várias repetições da mesma tarefa podem provocar um efeito de aprendizagem, o que leva a uma progressiva redução da oscilação corporal. Em casos mais extremos, um grande número de repetições da mesma tarefa pode levar à fadiga e, conseqüentemente, ao aumento da oscilação corporal. Na literatura, recomenda-se que sejam feitas de duas<sup>1</sup> a quatro<sup>2</sup> coletas de dados do CP.

A escolha do período de aquisição ou da duração das tentativas a serem adquiridas tem que ser baseada nos parâmetros da tarefa, por exemplo, recomenda-se que a duração da avaliação na postura ereta quieta seja de um a dois minutos<sup>1,2</sup>. Por outro lado, um tempo de 30 segundos também tem sido sugerido como suficiente para avaliar a oscilação corporal tanto de adultos<sup>19</sup> quanto de idosos<sup>20</sup>, principalmente num contexto clínico onde um minuto ou mais pode ser tempo demais para ficar em pé para o paciente sob análise. Um tempo muito curto de aquisição, como menos que 60 segundos na postura ereta quieta, também pode levar a conclusões errôneas devido à grande variabilidade e não estacionariedade do sinal do CP<sup>21</sup>. Por outro lado, um tempo muito longo em tal tarefa pode levar o indivíduo à fadiga e conseqüente alteração nos resultados. Tarefas que envolvem perturbação à postura não precisam de longo tempo de duração, poucos

segundos antes e após a perturbação são suficientes para verificar alterações e estabilidade do CP. Outras avaliações podem exigir durações mais longas, como a postura ereta irrestrita que requer um tempo de muitos minutos em pé sobre a plataforma de força. Freitas et al.<sup>22</sup> utilizaram essa tarefa em adultos jovens e idosos e mostraram que ambos os grupos foram capazes de permanecer em pé por 30 minutos, embora o comportamento dos idosos tenha sido diferente do comportamento dos adultos jovens, como revelado pelas características do sinal do CP.

Na postura ereta, a base de suporte corresponde ao polígono formado pelas bordas laterais dos pés. A estabilidade do corpo nessa posição é proporcional à área da base de suporte. Na Figura 2A, apresenta-se um exemplo de resultados médios da área de oscilação do CP, do limite de estabilidade e da base de suporte de 13 adultos saudáveis que permaneceram na postura ereta quieta sobre uma plataforma de força por 40 segundos (dados obtidos de Duarte e Zatsiorsky<sup>23</sup>). Dessa forma, o aumento da base de suporte (pés mais afastados, Figura 2B) pode levar a um aumento da estabilidade do participante. Tal estabilidade pode ser caracterizada por uma diminuição da oscilação corporal ou pelo aumento dos limites de estabilidade (máximo deslocamento do corpo para direção ap, ml ou



**Figura 2.** Em A, base de suporte média (linha contínua), elipse representando os limites de estabilidade média (linha tracejada) e média das elipses que descreve a oscilação do CP durante a postura ereta quieta por 40 s. N=13. Adaptado de Duarte e Zatsiorsky<sup>23</sup>. Em B, relação do posicionamento dos pés: separados e nas pontas dos pés com o tamanho da base de suporte e a área de deslocamento do CG.

ambas). Por outro lado, a diminuição da base de suporte reduz a estabilidade do corpo e aumenta a oscilação corporal.

A padronização do posicionamento dos pés é muito importante na investigação do controle postural<sup>24</sup>. Essa padronização pode ser estabelecida em relação à posição dos pés em função do afastamento dos calcanhares e em função do ângulo de abertura formado entre os pés. No entanto, o uso de tal padronização não leva em consideração as características particulares de cada indivíduo e pode gerar a adoção de ajustes posturais pela nova posição dos pés. O uso de uma posição confortável escolhida pelo participante pode ser uma opção. No entanto, o avaliador deve observar se a distância escolhida não ultrapassa a largura dos ombros, considerada uma posição natural. A estabilidade corporal também é inversamente relacionada à altura do CG e, dessa forma, as medidas em posturografia são afetadas por características antropométricas dos indivíduos<sup>24</sup>. Nesse sentido, deve-se tomar extremo cuidado na seleção e interpretação das medidas em posturografia. Uma alternativa é normalizar as medidas posturográficas pelas medidas antropométricas; por exemplo, dividir a medida de variação do CP pela altura do indivíduo<sup>24</sup>.

Um procedimento comum durante a avaliação do controle postural é pedir para o participante fixar o olhar em um ponto no espaço. Em geral, esse ponto é representado por um alvo fixo e disposto na altura dos olhos de cada participante. A distância entre os olhos e o campo visual parece afetar a estabilidade postural<sup>25-27</sup> e, portanto, cuidados devem ser tomados ao selecionar a distância entre o participante e o campo visual (geralmente de um metro). Por exemplo, adultos jovens e idosos reduziram a oscilação quando o alvo visual estava a 40 cm, comparado à distância de 3 metros<sup>27</sup>. Outros fatores tais como a acuidade visual, luminosidade, localização e tamanho do estímulo dentro do campo visual também podem interferir na estabilização da postura.

Algumas tarefas de avaliação do controle postural usam perturbações que são geradas pelo avaliador ou pelo próprio indivíduo avaliado que podem levar a desequilíbrios. A segurança durante a avaliação do controle postural é muito importante e, portanto, frequentemente se utiliza um sistema de segurança com a função de prevenir uma queda devido ao desequilíbrio. Em geral, esse sistema consiste em um colete de segurança com fixação no ombro ou parte superior do tronco inferior e cabos que o conectam ao teto. Uma preocupação com o uso do colete de segurança é se ele afetaria a avaliação do controle postural. Uma das razões para tal questionamento é que estudos apontaram que apenas um toque leve em um objeto externo (sem apoio mecânico considerável) pode diminuir a oscilação postural<sup>28</sup>. Da mesma forma, seria plausível esperar um efeito similar do sistema de segurança em contato com o corpo, mais especificamente com o ombro, o que poderia fornecer informações somatossensoriais para o sistema de controle postural, levando a uma diminuição da oscilação corporal, um efeito indesejável

durante a avaliação do equilíbrio. No entanto, observou-se que isto não ocorreu quando 60 indivíduos foram avaliados usando ou não o colete de segurança em duas condições visuais, com e sem visão<sup>29</sup>. Todas as variáveis analisadas mostraram-se similares nas condições com e sem colete. Dessa forma, parece que tal procedimento pode ser feito sem que interferências ocorram na avaliação. É importante destacar que alterações podem acontecer dependendo do tipo de colete utilizado; por exemplo, se a tensão dos cabos que o prendem fornecer suporte mecânico ou se ele for indevidamente ajustado aos indivíduos.

## Análise e interpretação das características do CP

Uma questão importante que precede a análise do sinal do CP é se ele é estacionário. Um sinal é estacionário se suas propriedades não se alteram com o tempo<sup>30</sup>. Somente se o sinal for estacionário é que muitas das análises comumente empregadas podem ser adequadamente utilizadas. Estudos sobre não estacionariedade dos dados do CP têm mostrado resultados discrepantes<sup>31</sup>. Duarte et al.<sup>32</sup> reportaram que o sinal do CP apresenta propriedades de correlação de longo alcance ao analisarem a postura irrestrita por 30 minutos de indivíduos saudáveis. Isso quer dizer que os dados do sinal do CP, mesmo que separados temporalmente, estão correlacionados. Considerando o achado de correlação de longo alcance, tais discrepâncias podem estar relacionadas ao fato de que diferentes investigadores têm testado apenas pequenas porções de um processo mais longo. Por causa da presença de correlações de longo alcance, aparentes não estacionariedades em séries temporais curtas do CP podem, na verdade, representar flutuações de um processo estacionário mais longo. Por conseguinte, a questão sobre estacionariedade não pode ser adequadamente investigada quando se utilizam séries temporais curtas, de poucos minutos. No entanto, os resultados de correlação de longo alcance<sup>33,34</sup> sugerem que o sinal do CP de análises com poucos minutos de duração apresenta características de sinais não estacionários. Essa não estacionariedade devido aos componentes de baixa frequência pode ser removida aplicando-se um filtro passa-alta ao sinal ou, com uma menor eficiência, removendo tendências no sinal do CP<sup>33,34</sup>. Na prática, tais estratégias têm sido pouco utilizadas pela comunidade porque a não estacionariedade do CP parece afetar pouco as variáveis comumente empregadas para analisar o sinal do CP. Outra razão é que ainda não há um consenso sobre a questão da estacionariedade do sinal do CP, e por isso mais estudos são necessários.

Apesar de o instrumento mais utilizado para avaliação postural ser a plataforma de força e a medida comumente utilizada ser o CP, não há um consenso sobre quais variáveis do CP devem ser usadas na avaliação do controle postural. Uma infinidade de

variáveis pode ser extraída dos registros obtidos numa avaliação postural. Procedimentos comuns na análise do sinal do CP e algumas das variáveis derivadas dele serão apresentadas a seguir.

O primeiro passo na análise do CP é a filtragem do sinal, procedimento comum da análise de sinais biológicos. Para o estudo da postura ereta quieta, um filtro passa-baixa em torno de 10 Hz ou mais é suficiente<sup>5</sup>. A frequência do filtro deve ser escolhida em função de parâmetros da tarefa e do equipamento utilizado. A partir daí, muitas variáveis podem ser derivadas do estatocinesigrama e estabilograma do CP. Algumas dessas variáveis são redundantes, o que torna desnecessária a análise de todas elas. A análise posturográfica pode ser dividida em duas classes: análise global e análise estrutural. A análise global está relacionada à mensuração do “tamanho” dos padrões de oscilação tanto no domínio do tempo como no domínio das frequências. A análise estrutural identifica subunidades nos dados posturográficos e as relaciona aos processos de controle motor.

Baratto et al.<sup>35</sup>, utilizando as análises global e estrutural, investigaram 38 variáveis derivadas do CP. Eliminando-se as redundâncias e a falta de efeito das condições visuais (com visão e sem visão), os autores sugeriram apenas quatro variáveis. Duas delas são provenientes de uma análise global, a trajetória do CP e a banda de frequência do estabilograma, e duas são provenientes de uma análise estrutural específica proposta por eles mesmos<sup>35</sup>. No entanto, entre as medidas utilizadas, a velocidade média do CP tem sido considerada a medida com maior confiabilidade entre as repetições<sup>1,36</sup>. Por outro lado, Doyle, Newton e Burnett<sup>37</sup> reportaram que as variáveis pico da velocidade e a área de oscilação apresentaram, respectivamente, menores e maiores índices de confiabilidade. Raymakers, Sanson e Verhaar<sup>38</sup>, por sua vez, observaram que a medida de velocidade de deslocamento total do CP foi mais sensível às comparações entre grupos de faixas etárias diferentes e grupos com diferentes condições de instabilidade relacionadas à saúde. Todas essas diferenças podem se dever a uma ausência de padronização nos métodos de análise de CP tais como diferenças na duração (10 a 120 segundos), número de repetições (3 a 9 repetições) e frequências de aquisição (10 a 100 Hz).

Algumas dessas variáveis, bem como outras comumente utilizadas em posturografia, são descritas, a seguir, com exemplos de código para o ambiente de programação Matlab (Mathworks). As operações mais simples desses códigos podem ser adaptadas a outras linguagens de programação, mas operações mais complicadas são especificamente dependentes do Matlab. Tais códigos partem do pressuposto de que os dados do CP nas direções ap e ml, respectivamente como CPap e CPml, são variáveis no ambiente Matlab.

### Análise global

Usualmente a posição média do CP não é de interesse, pois ela é simplesmente dependente da posição absoluta do sujeito sobre a plataforma de força, a qual, geralmente, não é controlada. Nesse sentido, é um procedimento comum remover a média do CP do próprio sinal antes de qualquer análise. Uma forma simples de fazer isso e remover a tendência no sinal do CP é utilizar a função ‘detrend’ do Matlab [CPap=detrend(CPap); CPml=detrend(CPml)]. Além disso, considerando-se os componentes de baixa frequência do sinal do CP, que podem contribuir para a sua não estacionariedade, como descrito anteriormente, é possível aplicar um filtro passa-alta no sinal do CP. A escolha da frequência de corte desse filtro é bastante crítica e além do escopo deste texto. Uma vez que os dois procedimentos são realizados, diversas variáveis podem ser derivadas do sinal do CP.

Na Tabela 1, são descritas as principais variáveis utilizadas na investigação do controle postural e as rotinas de Matlab utilizadas para o cálculo delas. Elas são computadas separadamente para as direções ap e ml, tais como deslocamento da oscilação total<sup>39</sup>, desvio-padrão, raiz quadrada da média (Root Mean Square, RMS), amplitude de deslocamento e a velocidade média do CP. As variáveis área e velocidade média total (VMT) são calculadas utilizando o sinal do CP nas duas direções. A variável área estima a dispersão dos dados do CP pelo cálculo da área do estatocinesigrama. Há diferentes maneiras de se calcular tal área, e uma das mais comuns é por meio do

**Tabela 1.** Variáveis para análise global do centro de pressão (CP), suas descrições e rotinas para o cálculo usando o ambiente de programação Matlab.

Variável	Descrição	Rotina Matlab
Deslocamento da oscilação total, DOT	'Tamanho' ou comprimento da trajetória do CP sobre a base de suporte	$DOT = \text{sum}(\sqrt{CPap.^2 + CPml.^2})$ ;
Desvio-padrão	Dispersão do deslocamento do CP da posição média durante um intervalo de tempo	$SDap = \text{std}(CPap)$ ; $SDml = \text{std}(CPml)$ ;
RMS ('Root Mean Square')	Mesmo resultado para RMS e desvio-padrão, se o sinal do CP tem média zero	$RMSap = \sqrt{\text{sum}(CPap.^2) / \text{length}(CPap)}$ ; $RMSml = \sqrt{\text{sum}(CPml.^2) / \text{length}(CPml)}$ ;
Amplitude de deslocamento do CP	Distância entre o deslocamento máximo e o mínimo do CP para cada direção	$AdCPap = \text{max}(CPap) - \text{min}(CPap)$ ; $AdCPml = \text{max}(CPml) - \text{min}(CPml)$ ;
Velocidade média (VM)	Determinação de quão rápidos foram os deslocamentos do CP	$VMap = \text{sum}(\text{abs}(\text{diff}(CPap))) * \text{freq} / \text{length}(CPap)$ $VMml = \text{sum}(\text{abs}(\text{diff}(CPml))) * \text{freq} / \text{length}(CPml)$
Área	$[\text{vec}, \text{val}] = \text{eig}(\text{cov}(CPap, CPml))$ ; $\text{Área} = \pi * \text{prod}(2.4478 * \sqrt{\text{svd}(\text{val})})$	
Velocidade média total (VMT)	$VMT = \text{sum}(\sqrt{\text{diff}(CPap).^2 + \text{diff}(CPml).^2}) * \text{freq} / \text{length}(CPap)$	

método estatístico de análise dos componentes principais. Por meio dele, é possível o cálculo de uma elipse que engloba uma determinada porcentagem (por exemplo, 95%) dos dados do CP, sendo que os dois eixos da elipse são calculados a partir das medidas de dispersão dos sinais do CP. A VMT é calculada a partir do deslocamento da oscilação total do CP nas duas direções dividido pelo tempo total da tentativa.

A análise de Fourier permite decompor um sinal qualquer como uma somatória de funções seno e cosseno com diferentes amplitudes, frequências e fases. Dessa forma, é possível obter informações sobre as frequências que compõem um sinal. Esse processo também é chamado de análise espectral, e o resultado dela é referido como o espectro do sinal original. Em termos práticos, a análise espectral é extremamente dependente do algoritmo e de seus parâmetros de entrada, o que dificulta a comparação dos resultados.

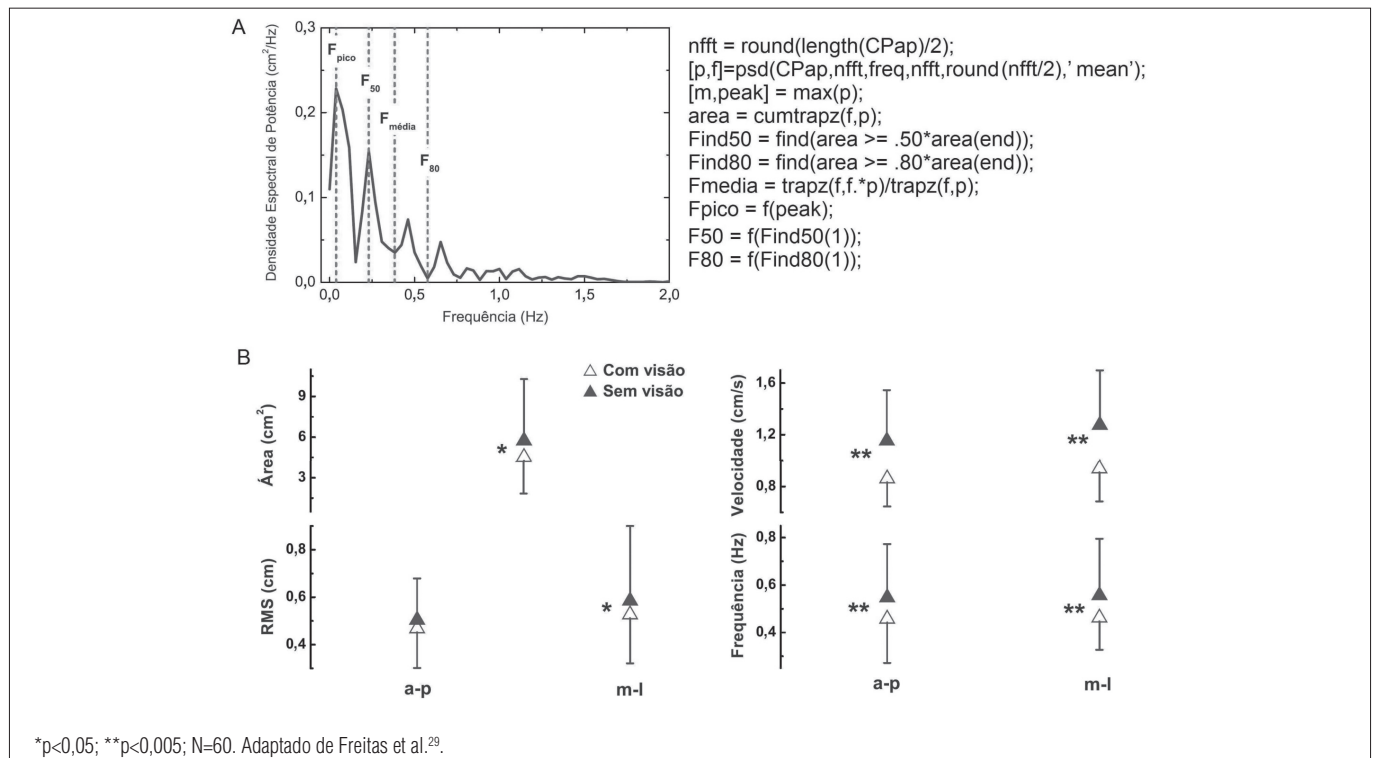
Na Figura 3A estão ilustradas as frequências para um sinal do CP na direção ap e o código de Matlab utilizado para calcular essas frequências. A frequência predominante ou de pico é a que possui maior amplitude de todas as frequências que compõem o espectro. Baratto et al.<sup>35</sup> sugerem que a banda de frequência com 80% da potência espectral é a que melhor caracteriza as alterações do sistema de controle postural. Além da análise nessas frequências, é comum a utilização da frequência média e frequência mediana do sinal. Para obter estimativas das características de

frequência do sinal do CP, o método do periodograma de Welch pode ser utilizado no Matlab.

Exemplos dos resultados médios de um grupo de 60 adultos saudáveis para as variáveis área, RMS, velocidade e frequência (banda de frequência com 80% da potência espectral) da oscilação do CP nas direções ap e ml durante a postura ereta quieta por 60 segundos, com e sem visão, são apresentados na Figura 3B [dados obtidos por Freitas et al.<sup>29</sup>].

### Análise estrutural

A análise estrutural do CP tem sido proposta por vários autores, entre eles, destacam-se Collins e De Luca<sup>40</sup>, Baratto et al.<sup>35</sup> e Duarte e Zatsiorsky<sup>41</sup>. Collins e De Luca<sup>40</sup> basearam-se na idéia de decomposição dos padrões de oscilação do sinal do CP em dois processos estocásticos modelados como 'random walk' ou movimento browniano: um processo de curta duração e um de longa duração. O movimento browniano é um processo estocástico em que, para cada instante de tempo, um passo é dado com amplitude fixa e direção randômica. Uma característica desse processo é que sua variância cresce linearmente com o tempo. Dessa forma, gráficos de difusão são construídos considerando-se pares de amostras de dados do CP separados por um intervalo de tempo e computando a variância dos vetores correspondentes como uma função da amplitude do intervalo de tempo. Apesar da interessante modelagem do CP como um movimento browniano,



**Figura 3.** Em A, espectro com as frequências pico (Fpico), média (Fmédia), em 50% (F50) e em 80% (F80) da potência do espectro e, em B, média e desvio-padrão para as variáveis área, RMS, velocidade e frequência (banda de frequência com 80% da potência espectral) da oscilação do CP nas direções ântero-posterior (ap) e médio-lateral (ml) com e sem visão.



é questionável a interpretação que os autores deram aos resultados obtidos. A partir deles somente, os autores propuseram que o controle postural humano seria composto por um circuito aberto (que opera em intervalos de até cerca de 1 segundo) e um circuito fechado (que opera em intervalos maiores que cerca de 1 segundo). Essa proposição pode ser questionada, pois não é possível identificar os mecanismos de controle de um sistema somente a partir de sua resposta. Em adição, há na literatura<sup>42</sup> explicações alternativas aos achados de Collins e De Luca<sup>40</sup>.

A análise estrutural proposta por Baratto et al.<sup>35</sup> é baseada num conceito denominado curvas de densidade da oscilação. A idéia fundamental é que a estabilização postural é garantida pelo mecanismo de feedforward e, assim, o processo de controle é baseado em uma sequência de comandos motores antecipatórios. As curvas de densidade da oscilação são construídas pela contagem do número de amostras consecutivas da trajetória do CP que caem dentro de um círculo de raio conhecido. Ao contrário do modelo proposto por Collins e De Luca<sup>40</sup>, Baratto et al.<sup>35</sup> assumiram que as trajetórias do CP são incompatíveis com o movimento browniano. As curvas de densidade da oscilação são caracterizadas por picos que representam instantes de tempo em que o momento de força no tornozelo e os comandos motores são relativamente estáveis e por vales que representam os instantes de tempo em que o momento de força no tornozelo muda rapidamente de um valor estável para outro. Diversas variáveis podem ser extraídas dessas análises, porém, com base em Baratto et al.<sup>35</sup>, apenas duas delas seriam recomendadas na análise postural: a amplitude média dos picos e o tempo médio entre os picos.

A análise estrutural proposta por Duarte e Zatsiorsky<sup>41</sup> é baseada na idéia de que a trajetória do CP não é puramente estocástica e que é possível identificar padrões consistentes por meio de uma análise no domínio espacial do estatocinesigrama e uma análise no domínio temporal do estabilograma. Tal análise é indicada para avaliação de tarefas de longa duração, em que é permitido ao indivíduo que está sendo avaliado realizar mudanças posturais, se assim desejar. Essas mudanças são geralmente

observadas na postura natural, quando se está em pé e executando outra tarefa, por exemplo, conversando com alguém ou aguardando sua vez numa fila. Essa tarefa, quando investigada no laboratório, foi referida como postura irrestrita prolongada. Duarte e Zatsiorsky<sup>41</sup> mostraram que quando o CP é apresentado como uma série temporal, três padrões podem ser identificados: *Shifting* (tipo degrau): rápido deslocamento da posição média do CP de uma região à outra; *Fidgeting* (tipo pulso): rápido e grande deslocamento do CP e retorno para aproximadamente a mesma posição e *Drifting* (tipo rampa): contínuo e lento deslocamento da posição média do CP. Essa análise estrutural tem sido aplicada em estudos em diferentes condições<sup>32</sup> e diferentes populações, tais como idosos<sup>22</sup> e indivíduos com lombalgia<sup>43</sup> para compreender a postura natural destes indivíduos.

## Considerações finais

O estudo de como o ser humano controla a postura e como diferentes fatores, como estado de saúde, características antropométricas, condição física, idade e ambiente, interferem no controle postural é fundamental para se compreender melhor essa habilidade e diagnosticar qualquer déficit nela. Este artigo procurou mostrar o quanto é importante a padronização da posturografia, métodos de análise do controle postural e de suas variáveis de medida para que se possam obter resultados que sejam mais confiáveis e válidos. As sugestões apresentadas de padronização são as mais empregadas e críticas no estudo da postura humana, mas a área ainda carece de mais estudos metodológicos e de um maior consenso para que se adote uma padronização mais ampla.

## Agradecimentos

Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo pelos apoios financeiros (04/10917-0 e 01/03429-0).

## Referências bibliográficas

1. Lafond D, Corriveau H, Hébert R, Prince F. Intrasession reliability of center of pressure measures of postural steadiness in healthy elderly people. *Arch Phys Med Rehabil*. 2004;85(6):896-901.
2. Corriveau H, Hébert R, Prince F, Raiche M. Intrasession reliability of the "center of pressure minus center of mass" variable of postural control in the healthy elderly. *Arch Phys Med Rehabil*. 2000;81(1):45-8.
3. Zatsiorsky VM. *Kinematics of human motion*. Champaign: Human Kinetics; 1998.
4. Zatsiorsky VM. *Kinetics of human motion*. Champaign: Human Kinetics; 2002.
5. Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*. 3ª ed. Hoboken: John Wiley & Sons; 2005.
6. Horak FB, Diener HC, Nashner LM. Influence of central set on human postural responses. *J Neurophysiol*. 1989;62(4):841-53.
7. Casadio M, Morasso PG, Sanguineti V. Direct measurement of ankle stiffness during quiet standing: implications for control

- modelling and clinical application. *Gait Posture*. 2005;21(4):410-24.
8. Loram ID, Lakie M. Direct measurement of human ankle stiffness during quiet standing: the intrinsic mechanical stiffness is insufficient for stability. *J Physiol*. 2002;545(Pt 3):1041-53.
  9. Bizzo G, Guillet N, Patat A, Gagey PM. Specifications for building a vertical force platform designed for clinical stabilometry. *Med Biol Eng Comput*. 1985;23(5):474-6.
  10. Cappello A, Lenzi D, Chiari L. Periodical in-situ re-calibration of force platforms: a new method for the robust estimation of the calibration matrix. *Med Biol Eng Comput*. 2004;42(3):350-5.
  11. Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*. 2<sup>a</sup> ed. New York: John Wiley & Sons; 1990.
  12. Gurfinkel EV. Physical foundations of stabilography. *Agressologie*. 1973;14(Spec No C):9-13.
  13. Winter DA. *A.B.C. (Anatomy, Biomechanics and Control) of balance during standing and walking*. Waterloo: Waterloo Biomechanics; 1995.
  14. Winter DA, Patla AE, Prince F, Ishac M, Gielo-Periczak K. Stiffness control of balance in quiet standing. *J Neurophysiol*. 1998;80(3):1211-21.
  15. King DL, Zatsiorsky VM. Extracting gravity line displacement from stabilographic recordings. *Gait Posture*. 1997;6(1):27-38.
  16. Zatsiorsky VM, Duarte M. Rambling and trembling in quiet standing. *Motor Control*. 2000;4(2):185-200.
  17. Caron O, Faure B, Brenière Y. Estimating the centre of gravity of the body on the basis of the centre of pressure in standing posture. *J Biomech*. 1997;30(11-12):1169-71.
  18. Lafond D, Duarte M, Prince F. Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment. *J Biomech*. 2004;37(9):1421-6.
  19. Le Clair K, Riach C. Postural stability measures: what to measure and for how long. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1996;11(3):176-8.
  20. Rugelj D, Sevsek F. Analysis of postural sway data of elderly subjects. 6th WSEAS International Conference on Signal Processing, Robotics and Automation; 2007 Fe 16-19; Corfu Island. Greece: WSEAS World Scientific Engineering Academy and Society; 2007.
  21. Carpenter MG, Frank JS, Winter DA, Peysar GW. Sampling duration effects on centre of pressure summary measures. *Gait Posture*. 2001;13(1):35-40.
  22. Freitas SM, Wiczorek SA, Marchetti PH, Duarte M. Age-related changes in human postural control of prolonged standing. *Gait Posture*. 2005;22(4):322-30.
  23. Duarte M, Zatsiorsky VM. Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance. *Exp Brain Res*. 2002;146(1):60-9.
  24. Chiari L, Rocchi L, Cappello A. Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2002;17(9-10):666-77.
  25. Paulus WM, Straube A, Brandt T. Visual stabilization of posture. Physiological stimulus characteristics and clinical aspects. *Brain*. 1984;107(Pt 4):1143-63.
  26. Stoffregen TA, Pagulayan RJ, Bardy BG, Hettinger LJ. Modulating postural control to facilitate visual performance. *Hum Mov Sci*. 2000;19(2):203-20.
  27. Prado JM, Stoffregen TA, Duarte M. Postural sway during dual tasks in young and elderly adults. *Gerontology*. 2007;53(5):274-81.
  28. Jeka JJ, Lackner JR. Fingertip contact influences human postural control. *Exp Brain Res*. 1994;100(3):495-502.
  29. 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.
  30. Bendat JS, Piersol AG. *Random data : analysis and measurement procedures* 3<sup>a</sup> ed. New York: Wiley; 2000.
  31. Powell GM, Dzendolet E. Power spectral density analysis of lateral human standing sway. *J Mot Behav*. 1984;16(4):424-41.
  32. Duarte M, Harvey W, Zatsiorsky VM. Stabilographic analysis of unconstrained standing. *Ergonomics*. 2000;43(11):1824-39.
  33. Duarte M, Zatsiorsky VM. On the fractal properties of natural human standing. *Neurosci Lett*. 2000;283(3):173-6.
  34. Duarte M, Zatsiorsky VM. Long-range correlations in human standing. *Phys Letters A*. 2001;283(1-2):124-8.
  35. Baratto L, Morasso PG, Re C, Spada G. A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density versus other parameterization techniques. *Motor Control*. 2002;6(3):246-70.
  36. Cornilleau-Pérès V, Shabana N, Droulez J, Goh JC, Lee GS, Chew PT. Measurement of the visual contribution to postural steadiness from the COP movement: methodology and reliability. *Gait Posture*. 2005;22(2):96-106.
  37. Doyle TL, Newton RU, Burnett AF. Reliability of traditional and fractal dimension measures of quiet stance center of pressure in young, healthy people. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005;86(10):2034-40.
  38. 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.
  39. Kantner RM, Rubin AM, Armstrong CW, Cummings V. Stabilometry in balance assessment of dizzy and normal subjects. *Am J Otolaryngol*. 1991;12(4):196-204.
  40. Collins JJ, De Luca CJ. Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Exp Brain Res*. 1993;95(2):308-18.
  41. Duarte M, Zatsiorsky VM. Patterns of center of pressure migration during prolonged unconstrained standing. *Motor Control*. 1999;3(1):12-27.
  42. Peterka RJ. Postural control model interpretation of stabilogram diffusion analysis. *Biol Cybern*. 2000;82(4):335-43.
  43. Lafond D, Champagne A, Descarreaux M, Dubois JD, Prado JM, Duarte M. Postural control during prolonged standing in persons with chronic low back pain. *Gait Posture*. 2009;29(3):421-7.