CDD. 20.ed. 612.76
613.78
792.8

ALTERAÇÕES POSTURAIS E DO EQUILÍBRIO CORPORAL NA PRIMEIRA POSIÇÃO EM PONTA DO BALÉ CLÁSSICO

Cláudio BARCELLOS*
Luís Aureliano IMBIRIBA*

RESUMO

A primeira posição em ponta do Balé Clássico consiste, principalmente, na manutenção do corpo ereto com apoio no solo sobre uma base de sustentação extremamente reduzida, correspondente ao bordo anterior dos pés. Neste estudo o objetivo foi comparar postura e equilíbrio corporal entre a primeira posição em ponta do Balé Clássico com os pés paralelos e a posição ereta normal. A amostra foi composta por quatro indivíduos do sexo feminino, bailarinas em atividade no Balé Clássico. Para a avaliação do equilíbrio foi utilizada uma plataforma de força e para a avaliação cinemática tridimensional da postura utilizou-se um sistema de três câmeras de infravermelho, a freqüência de amostragem dos sinais foi de 60 Hz e cada teste teve a duração de 20 s. Nos resultados observou-se diferença significativa ($p < 0,05$) na velocidade de oscilação na direção ântero-posterior relacionada a alteração de suporte sofrida neste mesmo plano, comparando a posição em ponta e a postura normal; entretanto outros parâmetros avaliados, como freqüência média de oscilação e área de deslocamento não apresentaram diferenças significativas comparando o equilíbrio nas duas situações posturais. Em relação à postura foi observado uma grande flexão plantar conjuntamente com uma pequena tendência de flexão do quadril e extensão dos joelhos sugerindo uma busca de realinhamento da linha de gravidade corporal com os segmentos do corpo na posição em ponta.

UNITERMOS: Balé clássico; Equilíbrio corporal; Postura.

INTRODUÇÃO

A primeira posição em ponta do Balé Clássico consiste, principalmente, na manutenção do corpo ereto apoiado sobre o bordo anterior dos pés, o que representa uma grande redução na base de sustentação. As diversas posições de ponta do Balé Clássico, que diferem de acordo com a posição dos pés entre si, possuem em comum a base de sustentação extremamente diminuída, o que requer um grande esforço muscular e neurofisiológico.

Historicamente, o surgimento do uso da posição em ponta na dança se dá no século XIX, onde o ambiente que a influenciava era o de negação das coisas terrenas, da gravidade (Caminada, 1999; Garaudy, 1980), que resultou no uso de passos do Balé Clássico em ponta como forma de, simbolicamente, representar leveza e transposição das coisas materiais.

Nos primeiros anos do desenvolvimento da técnica de ponta não existiam calçados apropriados. Os pés das bailarinas eram acolchoados e forrados com algodão e lã, e as sapatilhas eram cerzidas nas pontas e incluídas fitas para amarração na altura dos tornozelos (Bertoni, 1992; Bourcier, 1987). Os modernos calçados de ponta possuem suas extremidades endurecidas com cola para maior firmeza (Bertoni, 1992).

A sapatilha de ponta deve permitir a estabilidade e a sustentação no novo eixo de equilíbrio, não sendo um obstáculo ao contato dos pés com o solo. Os pés não devem, por isso, ser comprimidos, e sim preservar o posicionamento dos dedos entre si mantendo sua estruturação anatômica,

* Escola de Educação Física e Desportos da Universidade Federal do Rio de Janeiro.

possibilitando a elevação na ponta de modo a formar uma continuidade dos pés, pernas, tronco e cabeça. Caso contrário haverá um comprometimento dos músculos e ligamentos envolvidos alterando a estabilidade do arco plantar e conseqüente incapacitação de movimentos, apoios e impulsos (Bertoni, 1992).

Segundo Khan, Brown, Way, Vass, Crichton, Alexander, Baxter, Butler e Wark (1995), a adaptação do corpo através de um treinamento lento e gradual se faz necessária para a obtenção da posição em ponta do Balé Clássico, evitando desalinhamento e frouxidão das articulações. Força muscular e equilíbrio postural são exigidos. Especial atenção deve ser dada às articulações tíbio-társicas, tarso-metatarsianas, metatarso-falangianas e interfalangianas de forma a não prejudicar a estabilidade corporal.

Não sendo seguidas as observações quanto às sapatilhas e ao trabalho físico dos pés, ocorrerão dores e dificuldades na manutenção da posição, comprometendo a estabilidade e a integridade das estruturas anatômicas dos pés. E, com a insistência no erro, haverá danos para a saúde e dificuldade na execução da técnica da ponta (Bertoni, 1992).

A comparação da primeira posição em ponta paralela com a postura ereta propicia subsídios para a análise das variações adaptativas das formas de manutenção do equilíbrio e postura provocadas pela posição de ponta.

A postura está ligada à atitude corporal, sendo determinada pelas posições dos segmentos entre si (Oliveira, 1996; Riley, Mann & Hodge, 1990). Equilíbrio é um problema dinâmico e está relacionado à capacidade de se manter a linha perpendicular ao solo, que passa pelo centro de gravidade, dentro do polígono descrito pela base de apoio (polígono de sustentação) (Vander, Sherman & Luciano, 1981). Logo, estas duas tarefas motoras são fenômenos distintos, porém, possuindo dependências entre si.

Fatores como peso corporal, base de sustentação, organização do esqueleto ósseo, resistência viscoelástica dos elementos musculares e ligamentares, e reflexos posturais estão envolvidos na manutenção do equilíbrio postural (Valede et alii, 1989 citado por Oliveira, 1996). A postura ereta não é um evento estático, sendo caracterizada por oscilações, mantendo o corpo em contínuo movimento. Estas oscilações são de ordem involuntária e dependem de mecanismos neuromusculares, visando preservar o equilíbrio postural (Vander, Sherman & Luciano, 1981).

Informações de origem somatossensorial, através de proprioceptores musculares, cutâneos e articulares, conjuntamente com informações do sistema visual e do sistema vestibular, oferecem conhecimento da estruturação do corpo no espaço ao Sistema Nervoso Central, proporcionando ações motoras para a manutenção do equilíbrio postural, pela contração dos músculos antigravitacionais (Selkurt, 1986; Vander, Sherman & Luciano, 1981).

Uma das técnicas de avaliação do equilíbrio na postura ereta é a estabilometria, que verifica as oscilações ântero-posteriores e laterais com o indivíduo sobre uma plataforma de força (Imbiriba, 1997; Oliveira, 1996). A plataforma de força mede a força de reação do solo em relação à resultante das forças aplicadas; sendo a localização desta resultante correspondente ao centro de pressão (CP). O princípio físico envolvido consiste em considerar o deslocamento do CP sobre a plataforma de força, refletindo a atuação dos mecanismos de controle postural (Imbiriba, Garcia, Magalhães & Oliveira, 2000). À variação dos deslocamentos laterais e ântero-posteriores do CP separadamente, em relação ao tempo dá-se o nome de estabilograma, ao deslocamento do CP no espaço dá-se o nome de estatocinesiograma, tendo como padrão a abscissa (eixo x) representando as oscilações laterais e a ordenada (eixo y) as oscilações ântero-posteriores (Oliveira, 1996).

Os parâmetros estabilométricos podem ser classificados como temporais, espaciais e espectrais. Como parâmetros temporais podem ser descritos: as amplitudes máxima e média de deslocamento do CP nas direções x e y; a velocidade média de deslocamento e a excursão total do traço, que é a medida do percurso total do CP. Como parâmetro espacial, pode ser descrita a área de deslocamento do CP que vem a ser a área que contém o traçado descrito pelo deslocamento do CP. E, como parâmetro espectral, descreve-se, entre outros: a freqüência média, freqüência mediana da oscilação do CP e a potência total dos estabilogramas.

Para avaliação das alterações posturais e dos ângulos entre os segmentos uma das técnicas utilizada é a cinematografia que consiste na obtenção da localização destes segmentos corporais para posterior análise quantitativa da imagem digital capturada através de câmeras de vídeo ligadas a um computador (Hall, 1993). Para o registro do movimento podem ser utilizadas câmeras de captação de espectro infravermelho ou de vídeo. Com o uso de câmeras de infravermelho os sinais

são identificados por: a) marcadores ativos: LEDs alimentados por uma fonte através de cabos ou b) marcadores passivos: que refletem a luz vinda de emissores infravermelho. Esses sistemas possuem maior resolução espacial e temporal do registro do que os sistemas baseados em câmeras de vídeo que, por seu lado, possuem como vantagem a menor restrição de ambiente e o menor custo (Barros, Brenzikofer, Leite & Figueroa, 1999). No caso do sistema de câmeras de captação de infravermelho com marcadores passivos, as câmeras recebem os sinais dos marcadores posicionados sobre os centros articulares e segmentos. A conversão dos sinais captados pelas câmeras com relação à orientação dos segmentos no espaço e à variação angular das articulações é realizada através de "software" dedicado em computador pelo cruzamento dos sinais recebidos pelas câmeras, onde já se tomou (calibrou) os valores dos eixos x, y e z, para posterior reconstrução da imagem em três dimensões (fixa ou em movimento). Os deslocamentos são verificados pela aproximação ou distanciamento dos segmentos em relação a origem dos eixos, e as variações angulares das articulações pela aproximação ou distanciamento dos segmentos consecutivos entre si (Danis, Krebs, Gill-Body & Sahrmann, 1998).

O objetivo deste trabalho foi comparar a postura e equilíbrio nas posições: primeira posição em ponta do Balé Clássico com os pés paralelos e a postura ereta normal, através da análise das variações angulares das articulações dos tornozelos, joelhos, pelve e quadril, e, simultaneamente, o deslocamento do CP com a finalidade de verificar possíveis adaptações posturais e modificações na manutenção do equilíbrio corporal.

MATERIAIS E MÉTODOS

A amostra foi composta por quatro voluntários, indivíduos do sexo feminino, bailarinas com formação clássica de nível avançado, estando em atividade no Balé Clássico. Os valores para idade, estatura, massa corporal, tempo de Balé Clássico e tempo que realiza treinamento utilizando a posição em ponta podem ser observados na TABELA 1.

TABELA 1 Características dos indivíduos avaliados: idade (em anos), estatura (m), massa corporal (kg), tempo de Balé Clássico (anos) e tempo de prática de ponta (anos).

	Idade	Estatura	Massa corporal	Tempo de Balé Clássico	Tempo de prática de ponta
Média	21,60	1,63	53,25	8,75	5,50
Desvio Padrão	1,29	0,05	4,79	3,78	4,12
Faixa	20-23	1,59-1,70	49-60	4-13	2-10

A instrumentação utilizada foi disponibilizada pelo Instituto Nacional de Tráumato-Ortopedia (INTO), Centro de Pesquisa do Movimento Humano Laboratório de Marcha e consistiu de uma plataforma de força BERTEC (Bertec Corporation) para o registro dos sinais estabilométricos e de um sistema de cinematografia com três câmeras de captação de espectro infravermelho com tecnologia de estroboscopia digital (Digital Strobe Technology – DST), sob o sistema Vicon 140 1.0 (Oxford Metrics) operando em uma estação de trabalho para a obtenção das variações posturais.

Para a obtenção dos sinais foi utilizado um conversor analógico-digital (A/D) de 12 bits de resolução e freqüência da amostragem de 60 Hz. Os dados foram analisados, posteriormente, no "software" MATLAB 5.2 (Math Works).

O protocolo experimental constituiu-se de duas situações de teste. Na postura ereta (PN) os indivíduos foram instruídos a ficar com pés unidos, olhos abertos com olhar no horizonte, estando a articulação do ombro entre 15 e 30 graus de abdução e os pés encontrando-se calçados nas sapatilhas de ponta, para maior correspondência com a análise da posição em ponta do Balé Clássico. Na segunda situação, analisou-se a primeira posição paralela em ponta do Balé (PP) havendo apenas a alteração do ponto de sustentação, que passou a ser o bordo anterior dos pés (antepé). Em ambos os casos as posições foram mantidas por um tempo de 20 segundos, tempo este, que, apesar de curto, foi constatado como limite para a manutenção da posição de ponta.

Para a análise cinemática da postura foram fixadas marcadores nos seguintes pontos anatômicos bilateralmente: cabeça distal do primeiro metatarso; cabeça do quinto metatarso; maléolo

lateral; face anterior da fíbula; interlinha articular do joelho; face anterior do fêmur; eixo articular do quadril; espinha ilíaca ântero-superior e um único marcador entre a cicatriz umbilical e a púbis (FIGURA 1). Foram analisadas as variações angulares das articulações da pelve, quadril, joelho e tornozelo para os planos sagital, frontal e transverso, baseando-se no ângulo relativo entre os segmentos adjacentes.

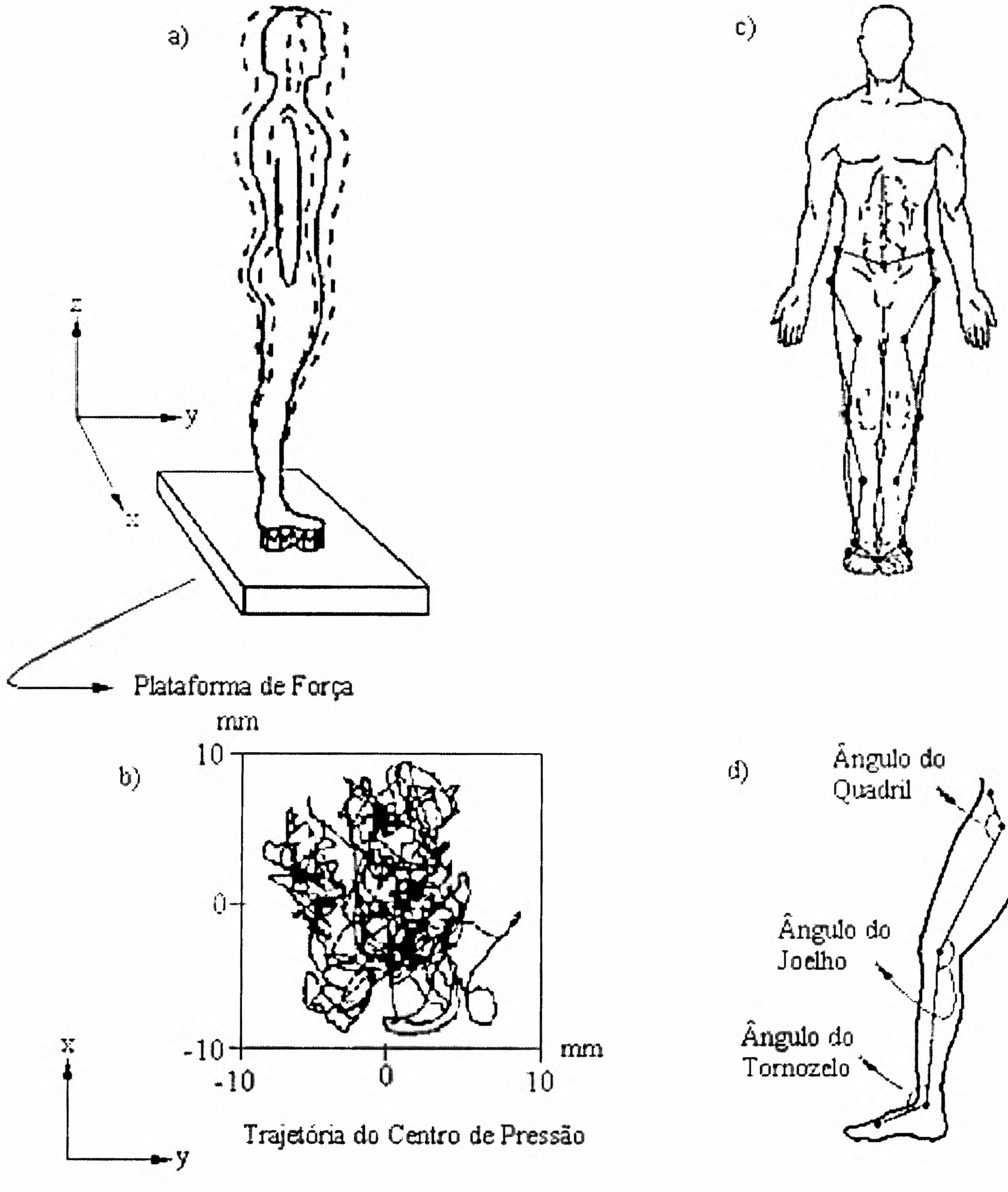

FIGURA 1 Esquema demonstrativo da aquisição dos dados estabilométricos e posturais: a) registro do equilíbrio corporal sobre a plataforma de força na postura ereta normal (PN); b) deslocamento do centro de pressão sobre a plataforma de força; c) esquema da fixação dos marcadores para análise cinematográfica sobre os membros inferiores; d) ângulos articulares calculados entre os segmentos dos membros inferiores no plano sagital (exceto a pelve).

Os parâmetros estabilométricos analisados a partir de séries temporais dos deslocamentos do CP foram: a velocidade média do deslocamento nas direções x e y (v_mx e v_my, respectivamente); a freqüência média nas direções x e y (f_mx e f_my, respectivamente), calculada a partir do espectro de potência dos sinais estabilométricos, utilizando-se um método não-paramétrico na estimativa da função densidade espectral de potência através da FFT (Fast Fourier Transform), com uma resolução em freqüência de 0,05 Hz; e a área de deslocamento no plano x-y, calculada pelo ajuste de uma elipse compreendendo 85,35% dos pontos do estatocinesiograma, utilizando-se a Análise de Componentes Principais (Oliveira, Simpson & Nadal, 1996).

Os parâmetros posturais foram as variações angulares das articulações dos tornozelos, joelhos, quadril no plano sagital e também da pelve nos três planos de movimento nas posições PN e PP, calculados através da reconstrução das imagens pelo computador. A verificação das alterações posturais foi realizada pela subtração do valor angular para cada articulação da posição PP pela posição PN, visando quantificar as diferenças para cada segmento entre as duas situações (PP – PN).

Na análise estatística para comparar as duas situações testadas foi utilizado o teste de Wilcoxon para amostra pareada (Wilcoxon signed-ranks test) utilizando-se o "software" estatístico Statistica 4.2 (StatSoft).

RESULTADOS

Na TABELA 2 são apresentados os resultados para os parâmetros que quantificam o equilíbrio postural, descritos pelos valores de v_m (x e y), f_m (x e y), e área do CP nas situações PN e PP. Os valores de v_m e f_m também podem ser observados nas FIGURAS 2 e 3, para os deslocamentos lateral (x) e ântero-posterior (y).

TABELA 2 Valores dos parâmetros estabilométricos na postura ereta e na posição de ponta: área (mm^2); velocidades médias de oscilação ântero-posterior (v_my) e lateral (v_mx), em mm/s, e freqüências médias de oscilação ântero-posterior (f_my) e lateral (f_my), em Hz.

	área	**v_my**	**v_mx**	**f_my**	**f_mx**
PN	86,34 (± 48,33)	11,62 (± 0,64)*	8,81 (± 0,28)	0,34 (± 0,15)	0,24 (± 0,02)
PP	456,34 (± 283,04)	32,44 (± 18,17)*	11,59 (± 3,24)	0,49 (± 0,20)	0,28 (± 0,02)

* diferença significativa entre PN e PP ($p < 0,05$).

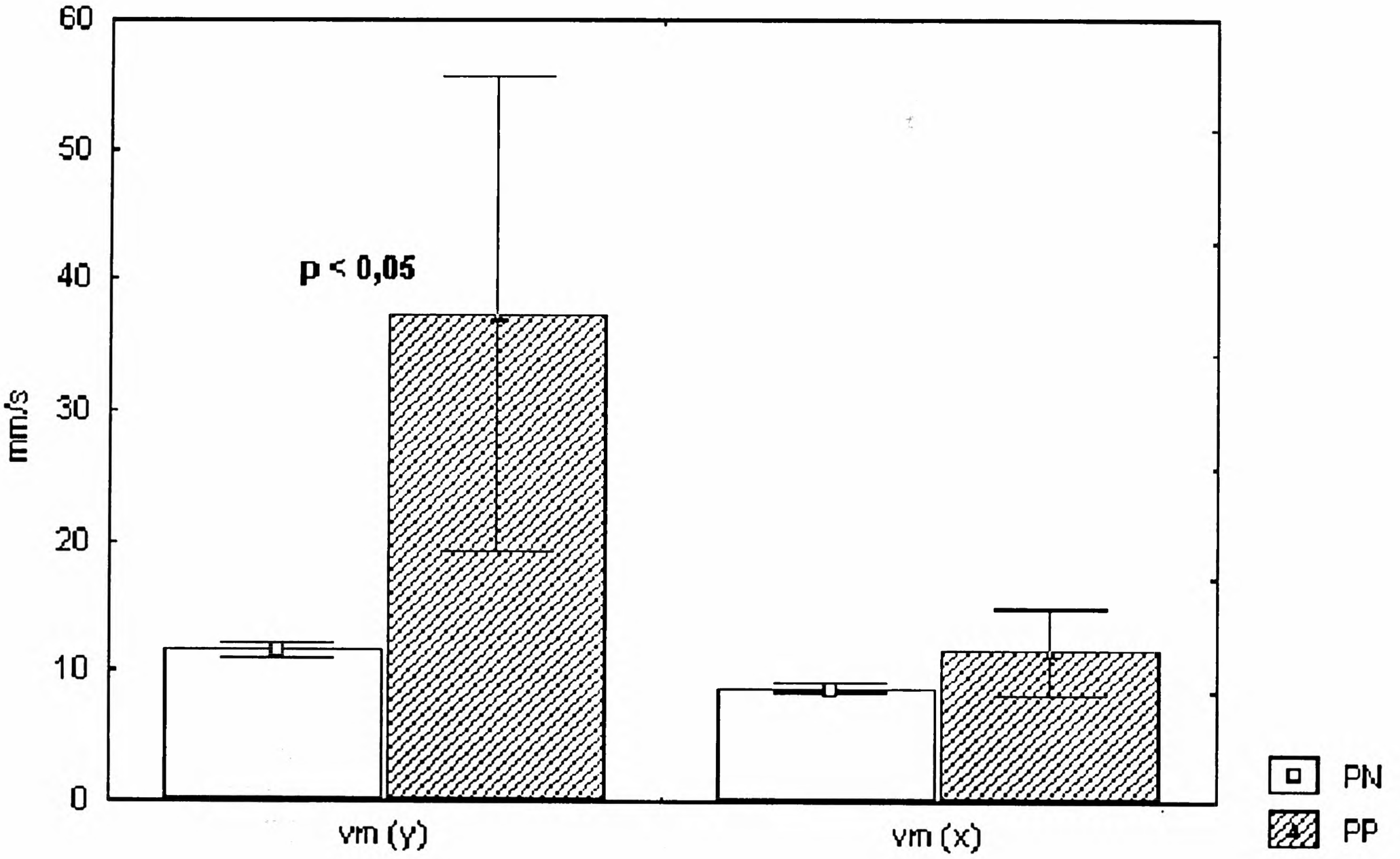

FIGURA 2 Velocidade média de deslocamento do centro de pressão nas direções ântero-posterior ($v_m y$) e lateral ($v_m x$) para a postura ereta (PN) e a posição em ponta (PP) em mm/s.

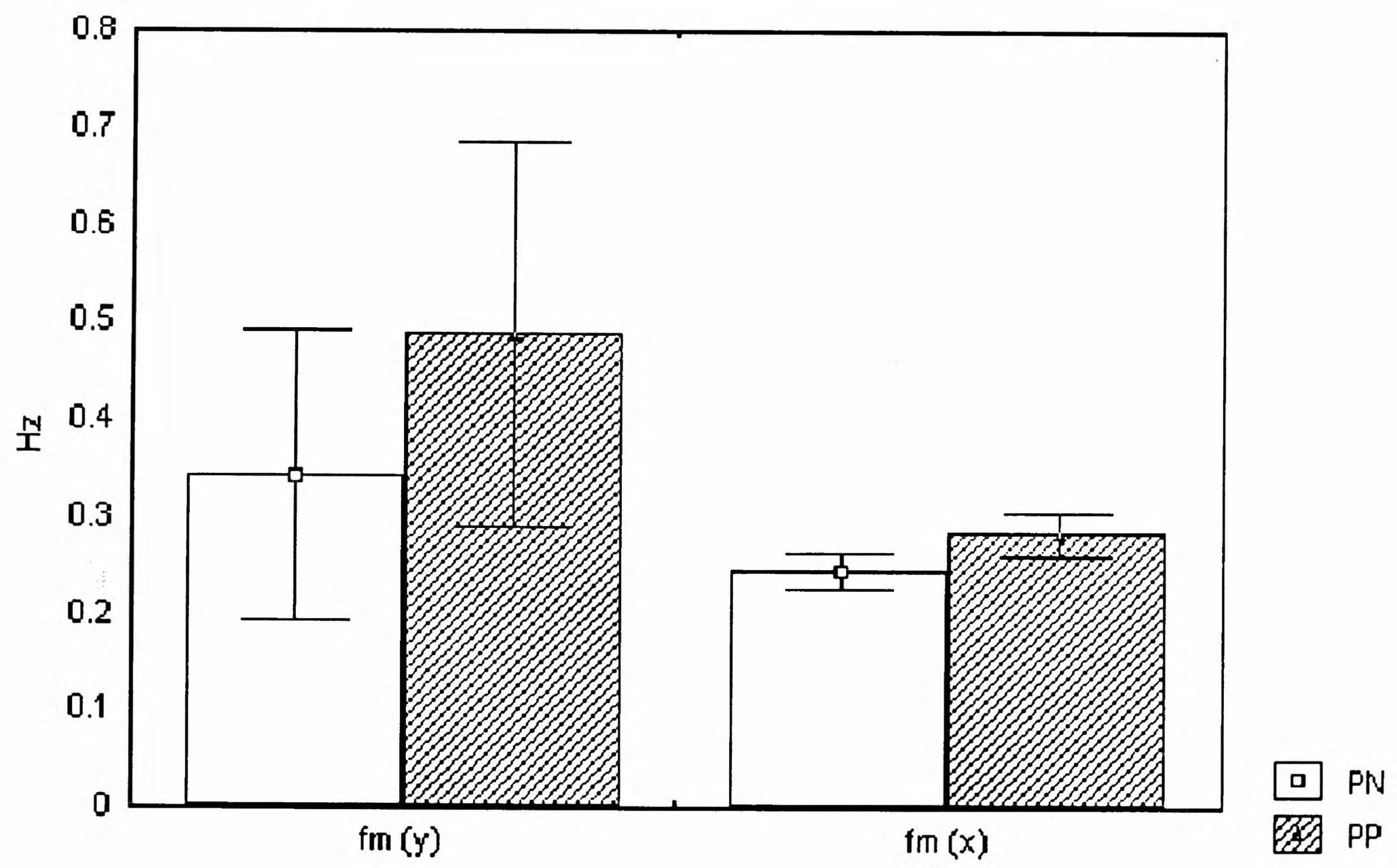

FIGURA 3 Freqüência média de deslocamento do centro de pressão nas direções ântero-posterior ($f_m y$) e lateral ($f_m x$) para a postura ereta (PN) e a posição em ponta (PP) em Hz.

Dos parâmetros estabilométricos analisados nas duas situações, somente a velocidade média de deslocamento na direção ântero-posterior apresentou diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$), comparando-se a posição em ponta e a postura ereta normal (FIGURA 2).

Em relação à alteração postural, a TABELA 3 e a FIGURA 4 apresentam as variações angulares das articulações do quadril, joelho e tornozelo entre as posições PP e PN, para os lados direito e esquerdo no plano sagital somente, e a FIGURA 5 apresenta as variações da pelve nos três planos. Observa-se que somente na articulação do tornozelo, no plano sagital para os lados direito e esquerdo, houve alteração significativa ($p < 0,01$).

TABELA 3 Variação angular (em graus) calculada pela diferença entre a postura normal (PN) e a posição em ponta (PP), no plano sagital, para as articulações: quadril direito (DIFQUAD) e esquerdo (DIFQUAE), joelho direito (DIFJOED) e esquerdo (DIFJOEE), e tornozelo direito (DIFTORD) e esquerdo (DIFTORE). Valores positivos indicam flexão (porém, no tornozelo dorsiflexão) e negativos extensão (porém, no tornozelo flexão plantar).

	DIFQUAD	DIFQUAE	DIFJOED	DIFJOEE	DIFTORD	DIFTORE
Média	2,00	2,32	-0,69	-9,86	-59,31	-79,58
Desvio Padrão	4,32	1,81	3,69	17,66	15,75	34,41

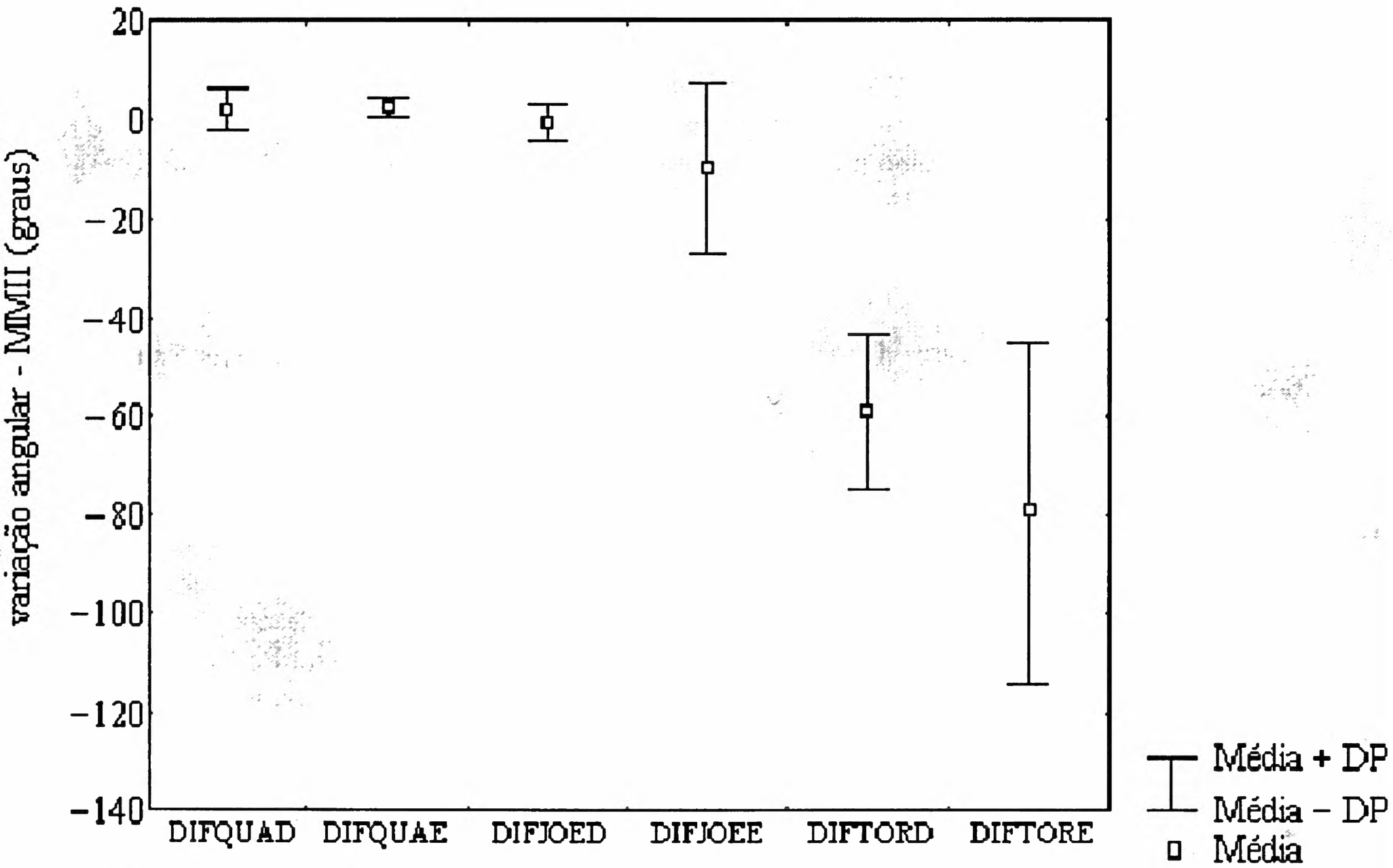

FIGURA 4 Variação angular no plano sagital nos membros inferiores lados direito (D) e esquerdo (E), calculando-se a diferença na postura entre a postura em ponta e a postura normal (PP - PN). Valores positivos indicam flexão (porém, no tornozelo dorsiflexão) e negativos extensão (porém, no tornozelo flexão plantar). Onde: DIFQUA diferença na articulação do quadril, DIFJOE diferença na articulação do joelho e DIFTOR diferença na articulação do tornozelo.

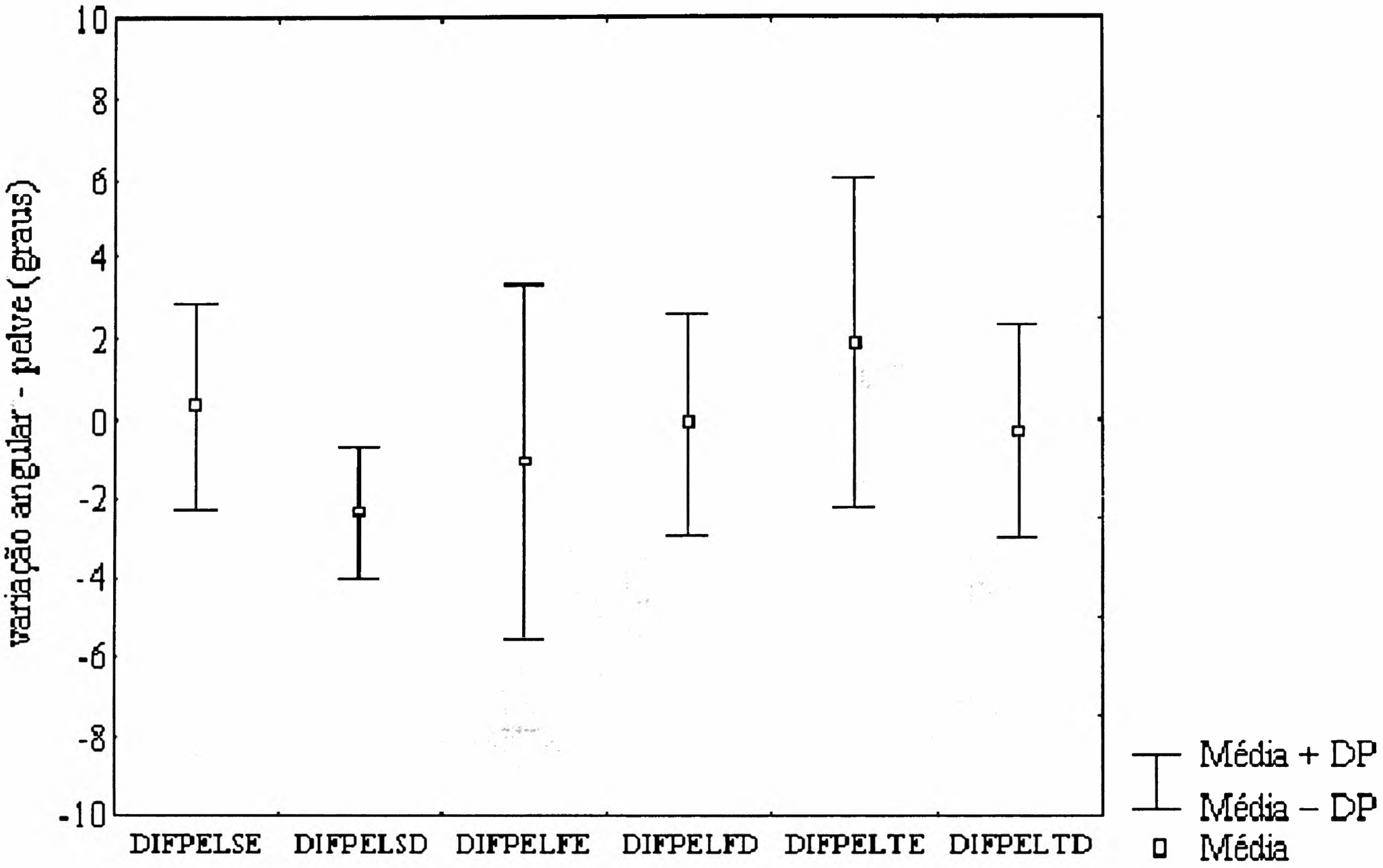

FIGURA 5 - Variação angular da pelve (DIFPEL) entre as posições avaliadas nos planos sagital (S), frontal (F) e transverso (T) nos lados direito (D) e esquerdo (E). Valores positivos indicam flexão no plano sagital, abdução no plano frontal e rotação externa no plano transverso; valores negativos indicam extensão no plano sagital, adução no plano frontal e rotação interna no plano transverso.

DISCUSSÃO E CONCLUSÃO

Os resultados para a avaliação do equilíbrio corporal entre as duas situações analisadas (PN e PP), apresentaram aumento das v_m e f_m nas direções ântero-posterior e lateral e a área de deslocamento na postura PP em relação à postura PN, representando maior instabilidade, influenciada pela diminuição da área de apoio. Entretanto, o único parâmetro estatisticamente significativo entre as duas situações foi $v_m y$, fato que pode ser explicado pela diminuição da área de apoio nesta direção, sugerindo-se que o equilíbrio apresentou alteração no plano sagital em correspondência à alteração (diminuição) da base de sustentação na direção ântero-posterior.

A área do deslocamento do CP das bailarinas 86,34 (± 48,33) mm^2 na PN mostra melhor manutenção do equilíbrio ao comparar-se com os valores dos estudos de Imbiriba et alii (2000) para indivíduos normais, também do sexo feminino 149,5 (± 68,19) mm^2, isto está em conformidade com Crotts, Thompson, Nahom, Ryan e Newton (1996), ao relatar em seus estudos uma maior habilidade em equilíbrio pelos praticantes de Balé que em indivíduos não praticantes, sugerindo que uma compreensão maior do equilíbrio nas bailarinas possibilita o uso de suas técnicas em programas de tratamento de pessoas com instabilidade no equilíbrio além da correção de possível má avaliação do estado da bailarina quando de uma lesão. Também com Hugel, Cadopi, Kohler e Perrin (1999), ao citar o desenvolvimento de habilidades específicas de equilíbrio não adquiridas nas atividades diárias comuns.

Comparando-se as duas situações, PN e PP, através do uso dos parâmetros estabilométricos área, v_m e f_m, pôde-se observar que o único parâmetro sensível para a indicação de variação na instabilidade entre as duas situações foi $v_m y$. Isto mostra o potencial deste parâmetro ($v_m y$) para discriminar diferentes situações de equilíbrio postural e confirma sua maior reprodutibilidade (Imbiriba et alii, 2000). Em relação ao parâmetro f_m, o fato dos valores não discriminarem as diferenças nas situações testadas pode estar relacionado ao

curto tempo de registro (20 s) o que compromete a resolução espectral e dificulta a identificação das baixas freqüências que compõem o sinal estabilométrico.

No equilíbrio postural nota-se uma similaridade no equilíbrio entre PN e PP, indicando que os indivíduos praticantes de Balé Clássico estudados, em decorrência da ação dos mecanismos de regulação de equilíbrio e ajuste postural, apresentaram um bom ajuste do equilíbrio para esta nova postura.

Em relação à postura, para a cintura pélvica, observou-se pequenas assimetrias nas diferenças entre as posições PN e PP do lado direito em relação ao esquerdo; apresentando uma tendência a extensão no lado esquerdo (plano sagital), uma adução no lado direito (plano frontal), e uma rotação lateral no lado direito (plano transverso), entretanto estes resultados não são estatisticamente significativos.

A articulação do tornozelo foi a única que apresentou diferença significativa comparando PN e PP. A amplitude alcançada na flexão plantar na situação PP foi de aproximadamente 70 graus, representando uma flexão plantar máxima acima da média normal. Esta grande flexão plantar apresentada sugere, para este novo modo de apoio, maior eficiência na postura e no equilíbrio, através de um maior alinhamento dos segmentos envolvidos. Estudos indicam uma flexão plantar próxima a 90 graus como sendo necessária para a execução de ponta, argumentando que com uma flexão plantar acima deste valor coloca a linha de gravidade a frente dos pés, causando estresse ligamentar e nos tendões, e com uma flexão plantar abaixo deste valor coloca a linha de gravidade atrás dos pés, causando um aumento da carga sobre tendões, ligamentos e músculos posteriores (Ryan & Stephens, 1987).

Já a tendência de flexão do quadril e extensão de joelho acompanhar a maior flexão plantar, verificado tanto observando os lados direito e esquerdo como também observando a pequena diferença entre os lados; sugere uma projeção do tronco para frente para a busca de um realinhamento da linha de gravidade corporal com os segmentos do corpo em relação a nova base de apoio. Isto confirma os estudos de Grieg (1994) e Howse e Hancock (1992) ao descreverem a utilidade para o equilíbrio de linha de gravidade passar pelos segmentos desde os joelhos até os dedos, e também Bertoni (1992), que argumenta que sem o alongamento e alinhamento adequado dos pés, e conseqüentemente das pernas e do tronco, ocorrerá uma alteração da linha de gravidade corporal no quadril e no joelho, de forma a provocar um momento de força sobre estas articulações, gerando flexão destas e uma realização dos movimentos de maneira desequilibrada.

Os resultados deste estudo indicam alterações do equilíbrio no plano sagital, ou seja, na direção onde houve diminuição da base de apoio; verificado somente pela $v_m y$; uma maior eficiência no equilíbrio é apresentada por indivíduos praticantes de Balé em relação a indivíduos normais; a existência de um realinhamento da linha de gravidade corporal com os segmentos do corpo para a nova base de apoio; e que uma grande flexão plantar, para este novo modo de apoio, proporciona maior eficiência na postura e no equilíbrio, através de um maior alinhamento dos segmentos envolvidos.

Para estudos futuros, sugere-se a verificação comparativa da postura na posição de ponta para indivíduos praticantes de Balé que se encontrem em diferentes níveis de qualificação; observar a influência do posicionamento dos membros superiores; verificar através de eletromiografia a atuação da musculatura envolvida; a relação da variação angular da flexão plantar e o equilíbrio na ponta e comparar o equilíbrio com outras formas de realização da posição em ponta, como rotação externa e paralela do quadril.

ABSTRACT

ALTERATIONS IN POSTURE AND BODY BALANCE IN THE FIRST POINTE POSITION OF CLASSICAL BALLET

The first pointe position of classical ballet consists, mainly, in the maintenance of standing with an extremely reduced base of support, corresponding to the front border of the feet. In this study, the purpose was to compare posture and body balance between the first pointe position of the classical ballet with the parallel feet normal and the standing position. The sample consisted of four females, dancers in activity at classical ballet. A force platform was used for assessment of the body balance, and a cinematography system for assessment of the posture. The sampling rate of signals was 60 Hz and the duration of the each test was 20 seconds. Results

presented significant difference ($p < 0.05$) in the anteroposterior velocity in pointe position compared to standing. This indicates a variation in accordance with a large alteration of support base in this plane. Other parameters assessed, such as mean frequency and dislocated area did not present a difference between the positions. With regard to posture, it was observed a great plantar flexion and a tendency to hip joint flexion and knee extension proposed a re-alignment of the gravity line with body segments in pointe position.

UNITERMS: Classical ballet; Body balance; Posture.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BARROS, R.M.L.; BRENZIKOFER, R.; LEITE, N.J.; FIGUEROA, P.J. Desenvolvimento e avaliação de um sistema para análise cinemática tridimensional de movimentos humanos. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, Rio de Janeiro, v.15, n.1-2, p.79-86, 1999.

BERTONI, I.G. **A dança e a evolução, o ballet e seu contexto teórico, programação didática**. São Paulo: Temz do Brasil, 1992.

BOURCIER, P. **História da dança no ocidente**. São Paulo: Martins Fontes, 1987.

CAMINADA, E. **História da dança**: evolução cultural. Rio de Janeiro: Sprint, 1999.

CROTTS, D.; THOMPSON, B.; NAHOM, M.; RYAN, S.; NEWTON, R.A. Balance abilities of professional dancers on select balance tests. **Journal Orthopedic Sports Physical Therapy**, Washington, v.23, n.1, p.12-7, 1996.

DANIS, C.G.; KREBS, D.E.; GILL-BODY, K.M.; SAHRMANN, S. Relationship between standing posture and stability. **Physical Therapy**, Albany, v.78, n.5, p.502-17, 1998.

GARAUDY, R. **Dançar a vida**. Rio de Janeiro: Nova Fronteira, 1980.

GRIEG, V **Inside ballet technique**: separating anatomical facts from fiction in the ballet class. New Jersey: Princeton Book, 1994.

HALL, S.J. **Biomecânica básica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993.

HOWSE, J.; HANCOCK, S. **Dance technique and injury prevention.** 2nd.ed. New York: Theatre Arts Books, 1992.

HUGEL, F.; CADOPI, M.; KOHLER, F.; PERRIN, P Postural control of ballet dancers: a specific use of visual input for artistic purposes. **International Journal Sports Medicine**, Stuttgard, v.20, n.2, p.86-92, 1999.

IMBIRIBA, L.A. **Influência da respiração e dos batimentos cardíacos no equilíbrio postural**. 1997. Tese (Mestrado) - COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro.

IMBIRIBA, L.A.; GARCIA, M.A.C.; MAGALHÃES, J.; OLIVEIRA, L.F.; NADAL, J. **Reprodutividade das medidas quantitativas para avaliação do equilíbrio postural.** [S.l.: s.n.], 2000. (Não publicado).

KHAN, K.; BROWN, J.; WAY, S.; VASS, N.; CRICHTON, K.; ALEXANDER, R.; BAXTER, A.; BUTLER, M.; WARK, J. Overuse injuries in classical ballet. **Sports Medicine**, Auckland, v.19, n.5, p.341-57, 1995.

OLIVEIRA, L.F. **Análise quantitativa de sinais estabilométricos na avaliação do equilíbrio de gestantes**. 1996. Tese (Doutorado) COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro.

OLIVEIRA, L.F.; SIMPSON, D.M.; NADAL, J. Calculation of area of stabilimetric signals using principal component analysis. **Physiological Measurement**, Bristol, v.17, p.305-12, 1996.

RILEY, P.O.; MANN, R.W.; HODGE, W.A. Modeling of the biomechanics of posture and balance. **Journal of Biomechanics**, New York, v.23, n.5, p.503-6, 1990.

RYAN, A.J.; STEPHENS, R.E. (Eds.). **The healthy dancer:** dance medicine for dancers: selected articles from dance medicine: a comprehensive guide. New Jersey: Princeton Book, 1987.

SELKURT, E.E. **Fisiologia**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1986.

VANDER, A.J.; SHERMAN, J.H.; LUCIANO, D.S. **Fisiologia humana**: os mecanismos da função de órgãos e sistemas. São Paulo: Mc Graw-Hill, 1981.

Recebido para publicação em: 19 jul. 2001
Revisado em: 28 maio 2002
Aceito em: 06 ago 2002

ENDEREÇO: Cláudio Barcellos
Laboratório de Biomecânica
Escola de Educação Física e Desportos - UFRJ
Av. Brig. Trompowsky, s/n Cidade Universitária
21941-590 - Rio de Janeiro - RJ - BRASIL
e-mail: aurelio@eefd.ufrj.br