



## A INFLUÊNCIA DO AUMENTO DA ALTURA DOS SALTOS DOS CALÇADOS NA LORDOSE LOMBAR<sup>1</sup>

*THE INFLUENCE OF INCREASING HEEL HEIGHT IN LUMBAR LORDOSIS*

Cíntia PEGORETTI<sup>2,3</sup>

René BRENZIKOFER<sup>2</sup>

Daniela Saldanha WITTIG<sup>2</sup>

Fernanda Antico BENETTI<sup>2</sup>

Pedro Paulo DEPRÁ<sup>2,4</sup>

Mário Hebling CAMPOS<sup>2</sup>

### RESUMO

#### **Objetivo**

Verificar as adaptações que ocorrem na lordose lombar sob a influência de diferentes alturas de saltos de calçados durante a marcha na esteira ergométrica.

#### **Métodos**

Durante o experimento três voluntárias realizam seis testes cada uma: um teste sem a utilização de calçados e cinco com calçados de saltos de diferentes alturas. Em cada caso, dezesseis passadas são registradas e as informações agrupadas em um único ciclo para análise. A metodologia utilizada é de caráter não invasivo e permite a análise cinemática tridimensional do movimento de 35 a 40 marcadores adesivos fixados no dorso das voluntárias ao longo da linha virtual definida pelos processos espinhosos das vértebras. A coluna vertebral é representada por

<sup>1</sup> Artigo elaborado a partir da dissertação de C. PEGORETTI, intitulada "Adaptações das curvas da coluna vertebral na marcha em função da altura dos saltos dos calçados". Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas, 2004.

<sup>2</sup> Laboratório de Instrumentação para Biomecânica, Faculdade de Educação Física, Universidade Estadual de Campinas. Caixa Postal 61354, 13081-970, Campinas, SP, Brasil. Correspondência para/Correspondence to: C. PEGORETTI. E-mail: <cintiapegoretti@ig.com.br>.

<sup>3</sup> Faculdade de Educação Física, Faculdades Integradas de Amparo. Amparo, SP, Brasil.

<sup>4</sup> Departamento de Educação Física, Faculdade Estadual de Maringá. Maringá, PR, Brasil.

uma curva contínua e analisada através do conceito de curvatura geométrica 2 dimensões. As adaptações da lordose lombar durante o ciclo da marcha são quantificadas no plano sagital.

### **Resultados**

O estudo verificou que o aumento da altura dos saltos dos calçados provoca uma tendência à retificação da lordose lombar durante a marcha. As diminuições das curvaturas lombares máximas e médias foram significativas. O método usado se mostrou eficiente, sensível e permitiu quantificar a curva lombar em movimento com mais precisão que os métodos estáticos tradicionais.

### **Conclusão**

O aumento da altura dos saltos dos calçados provoca um efeito de retificação da curva da lordose lombar durante a marcha.

**Termos de indexação:** coluna vertebral, lordose, marcha.

## **A B S T R A C T**

### **Objective**

*Investigate lumbar lordosis adaptations occurring during low speed treadmill gait when using footwear with different heel heights.*

### **Methods**

*During the experiment three women carried out six different trials each, one bare-footed and five wearing footwear with different heel heights. In each case sixteen strides were registered and the information grouped together to provide one typical gait cycle for analysis. The applied methodology is non-invasive and permits the tri-dimensional kinematical analysis of the movement of 35 to 40 surface markers attached to the skin of the volunteers along the virtual line defined by the spinous processes of the vertebrae. The vertebral spine is represented by a continuous curve and analyzed using the 2-dimensional geometric curvature concept. The lumbar lordosis adaptations were measured in the sagittal plane during the gait cycle.*

### **Results**

*The study verified a reduction in lumbar lordosis with increasing heel-height of the footwear used during gait. The reductions in the maximum and average lumbar curvatures were significant ( $p < 0.05$ ). The method used was shown to be efficient and sensitive and allowed for the quantification of the lumbar curve during movement with greater precision than that of traditional static methods.*

### **Conclusion**

*Increasing heel-heights of the footwear used provoked a rectification effect on lumbar lordosis during treadmill gait.*

**Index terms:** spine, lordosis, gait.

## **I N T R O D U Ç Ã O**

A moda ditada pelos estilistas infunde o uso do salto alto como padrão estético feminino. As mulheres, ao admitirem esse padrão, fazem uso desse tipo de calçado tanto no seu dia-a-dia quanto

em locais refinados. O salto, além do efeito estético, também já foi indicador de superioridade hierárquica. Um dos exemplos históricos de hierarquia indicada pelo uso do salto encontra-se num relato de 1917, publicado na revista *The Lancet*<sup>1</sup>, segundo o qual, no exército americano, os soldados de patentes

superiores usavam botas de saltos mais altos do que os outros.

A indústria de calçados, além da preocupação estética, também reconhece a importância dos fatores de conforto e funcionalidade do calçado, inclusive no que concerne ao salto. Na biomecânica dos calçados, os estudos estão voltados para a interação dos calçados com os pés e com o ambiente externo. São resultados desses estudos, por exemplo, a constatação de que o uso do salto alto aumenta o apoio na região do antepé (correspondente aos ossos do metatarso) e proporciona um conseqüente alívio da pressão na região do retopé (correspondente aos ossos do tarso), e também de que a posição de flexão plantar assumida pelos pés no calçado com salto gera tensões nos membros inferiores<sup>2,3</sup>. Os estudos de Opila<sup>4</sup>, Eisenhart<sup>5</sup>, Murray<sup>6</sup>, Snow & Willians<sup>7</sup>, Merrifield<sup>8</sup> e Light<sup>9</sup> verificaram a influência dos calçados com saltos nas alterações do tempo das fases e do comprimento da passada, nas angulações de tornozelo, joelho e quadril, e as contribuições que o salto proporciona para o tratamento de doenças no aparelho locomotor, se concentrando nos membros inferiores e na pelve, não verificando a influência dos saltos na coluna vertebral. Poucas são as pesquisas que relacionam o uso de saltos e seus possíveis efeitos na coluna vertebral.

As informações difundidas sobre o efeito do uso de calçados de salto na coluna vertebral são confusas devido às divergências encontradas no senso comum e no meio científico. Em reportagens de jornais, em revistas femininas, *sítes* na Internet<sup>10,11</sup> e em livros na área da saúde<sup>12</sup> são difundidas informações que afirmam que o aumento da lordose lombar e as posturas hiperlordóticas são causadas ou agravadas pelo uso de calçados de salto alto.

De outro lado, pesquisas científicas nos trazem informações, em geral não conclusivas, sobre a constatação de uma tendência de diminuição da lordose lombar no uso de calçado de salto durante a postura estática. Uma razão de as pesquisas não

trazerem resultados conclusivos é do uso de métodos pouco sensíveis de avaliação das curvas da coluna, como a medição através de ângulos entre segmentos rígidos e articulados. O estudo de Opila et al.<sup>13</sup> estimaram a retificação da lordose lombar a partir de marcadores em T12, L3 e L5. Nesse estudo, a medição foi realizada em postura estática e durante um período de tempo curto, e os próprios autores admitiram problemas na medição. Da mesma forma, De Lateur et al.<sup>14</sup>, em experiência realizada com oito mulheres em postura estática, usando hastes fixadas por adesivos em T12 e S2, inferiram sobre as adaptações da curvatura anatômica na região lombar sem encontrar resultados significativos. Snow & Willians<sup>7</sup> realizaram um estudo com onze mulheres durante a postura estática sob a influência de três alturas de salto diferentes (19,1, 38,1 e 76,2mm) e calcularam a média do ângulo da curvatura lombar a partir de marcadores sobre a pele em L1 e S2. Para o cálculo do ângulo lombar utilizaram uma régua flexível que reproduz a curva entre L1 e S2. Neste trabalho também não encontraram diferença significativa no ângulo da lordose lombar em função da altura dos saltos. Bendix et al.<sup>15</sup> calcularam a média do ângulo lombar formado a partir de dois segmentos rígidos traçados entre marcadores sobre os processos espinhosos de T6, L4 e o ponto médio do osso do sacro.

Diante das dificuldades encontradas para obter representações das curvas da coluna vertebral e das discrepâncias relatadas sobre as adaptações da coluna lombar em função da altura dos saltos, decidimos testar, visando aos mesmos objetivos, uma metodologia mais sensível e precisa, desenvolvida por Brenzikofer et al.<sup>16</sup> e Brenzikofer<sup>17</sup>, que permite quantificar as adaptações da coluna vertebral durante o movimento. Nessa metodologia a coluna vertebral é representada por uma curva contínua, desde a região sacra até a cervical, representada por funções polinomiais nos planos sagital e frontal. As curvas são analisadas usando o conceito de curvatura geométrica bidimensional. Dessa forma, o objetivo do presente estudo é verificar a influência do aumento da altura dos saltos dos calçados na lordose lombar durante a marcha.

## MÉTODOS

A amostra deste estudo foi composta por três voluntárias não sedentárias, saudáveis, do sexo feminino, identificadas por P1, P2 e P3 com idades de 27, 25 e 24 anos, pesando 49, 54 e 52kg e apresentando alturas de 1,50; 1,65 e 1,67m, respectivamente. As voluntárias não apresentavam disfunções do aparelho locomotor nem desvios posturais que pudessem ser considerados doença e tinham o hábito de usar calçado de salto alto. Os calçados utilizados no experimento pertenciam às próprias voluntárias, o que proporcionou maior conforto para calçá-los, pois já estavam moldados conforme a anatomia dos seus pés, não necessitando de um longo período de adaptação. As coletas de dados foram realizadas com diferentes modelos de calçados, sandálias ou tamancos, e diferentes alturas de saltos, dependendo da disponibilidade dos calçados de cada uma das participantes.

A altura dos saltos foi quantificada pela diferença de altura do solado posterior e anterior dos calçados, correspondentes à região do retopé e antepé, respectivamente. Cada uma das voluntárias durante o experimento caminhou em uma esteira ergométrica horizontal regulada em baixa velocidade (0,53m/s) em seis situações diferentes: uma descalça (S1) e cinco com calçados de saltos de diferentes alturas, denominadas S2, S3, S4, S5 e S6. A situação descalça foi realizada no primeiro teste para todas as voluntárias, e os outros testes foram realizados em ordem aleatória de altura dos saltos. As alturas dos saltos usados pelas voluntárias estão no Quadro 1.

**Quadro 1.** Alturas dos saltos dos calçados utilizados pelas voluntárias P1, P2 e P3.

Voluntários	Alturas dos saltos dos calçados (mm)					
	S1	S2	S3	S4	S5	S6
P1	0	1	37	49	73	83
P2	0	10	17	38	60	65
P3	0	10	53	70	85	90

Para o experimento, as voluntárias trajaram touca de natação e biquíni confeccionado especialmente para que as costas ficassem descobertas.

A curva contínua representativa da coluna vertebral foi obtida a partir de 35 a 40 marcadores aderidos à pele do dorso das voluntárias, ao longo da linha imaginária desenhada pelos processos espinhosos das vértebras. Esses marcadores são adesivos analérgicos, planos, retrorreflexivos, circulares de 5mm de diâmetro e foram colocados de 2 em 2cm em toda a extensão da coluna vertebral. Cinco pares de marcadores fixados bilateralmente permitiram a identificação dos processos espinhosos T1, T6, T12, L4 e da posição mediana das espinhas ilíacas póstero-superiores (EIPS).

Para localizar no espaço a posição de cada marcador em função do tempo foi aplicada a técnica de videogrametria convencional, usando o sistema para análise tridimensional de movimentos humanos, *Dvideow*, descrito em Barros et al.<sup>18</sup> e Figueroa et al.<sup>19</sup>. Duas câmeras de vídeo digitais com frequência de amostragem de 60Hz, fixadas a uma haste de ferro, registraram o dorso das voluntárias durante todo o experimento. As câmeras e o volume experimental foram previamente calibrados. Foi definido um sistema de referência ortogonal: 'x' - horizontal, no sentido e progressão da marcha, 'z' - vertical, com sentido de baixo para cima e 'y' - horizontal com sentido da direita para a esquerda da voluntária.

Uma terceira câmera de vídeo sincronizada com as outras duas, fixada a um tripé e localizada na lateral da esteira, filmou a movimentação dos membros inferiores para definir, nas seqüências das imagens, as passadas e suas fases.

As câmeras registraram as imagens, sem interrupções, desde a calibração até o final do experimento. Em cada situação, as voluntárias caminharam por dois minutos para uma adaptação à esteira e aos calçados. Após esse período de adaptação foram registradas dezesseis passadas consecutivas para análise quantitativa.

Obtivemos, assim, dezoito seqüências de imagens estereoscópicas de dezesseis passadas cada uma, que foram digitalizadas e medidas e que representaram cerca de 1 500 pares de quadros. As coordenadas tridimensionais dos marcadores foram reconstruídas e as informações agrupadas num ciclo representativo para cada voluntária e para cada altura de salto.

Neste estudo, as adaptações da lordose lombar foram observadas no plano sagital, e para obter as curvas representativas da coluna vertebral, em todos os instantes do ciclo, polinômios  $P_x(z)$ , de grau nove, parametrizados pela coordenada vertical  $z$ , foram ajustados.

Para estudar, comparar e medir as oscilações dessas curvas e assim quantificar a lordose lombar foi utilizado o conceito matemático de "curvatura geométrica bidimensional" que é "definido como o inverso do raio da circunferência que tangencia e se ajusta localmente à curva"<sup>20</sup>. A quantificação dessas curvaturas em cada ponto da coluna vertebral é obtida a partir das primeiras e segundas derivadas das funções polinomiais representativas. Assim, pela definição dada acima, um valor elevado da curvatura geométrica bidimensional significa uma curva acentuada, enquanto um valor perto de zero significa um trecho retificado. No decorrer do texto, as curvaturas geométricas bidimensionais serão chamadas de curvaturas da lordose lombar, ou simplesmente de curvatura ( $c$ ) e a unidade utilizada para a sua quantificação será  $1/m$  ou  $m^{-1}$ . Os valores de curvatura da lordose lombar são negativos, portanto, neste estudo, foi considerado apenas o valor absoluto. Sendo assim, a curvatura geométrica bidimensional com um valor perto de zero significa uma tendência à retificação da lordose lombar durante o movimento.

A coluna lombar apresenta características anatômicas que permitem uma maior mobilidade; em cada ciclo da marcha, a curva lombar apresenta oscilações, acentuações e reduções que são quantificadas pela curvatura geométrica calculada neste trabalho. A região escolhida para a análise foi do processo espinhoso L4.

As oscilações das curvaturas lombares durante o ciclo da passada foram calculadas e analisadas pela média aritmética ( $\bar{c}$ ), valores máximos (Max) e mínimos (Min), além da sua variabilidade através do desvio-padrão (DP). Essas variáveis são quantificadas para cada voluntária e para cada calçado.

A tendência adaptativa à acentuação ou à retificação da curva da lordose lombar, em função do aumento da altura do salto do calçado para cada voluntária, foi avaliada através dos coeficientes de correlação produto-momento ( $r$ ), calculados entre as alturas dos saltos e as variáveis  $\bar{c}$ , Max e Min definidas acima. Esse coeficiente de correlação permite a interpretação da intensidade da associação existente entre a altura dos saltos e cada uma das variáveis quantitativas<sup>21</sup>. A tendência adaptativa de acentuação ( $r > 0$ ) ou retificação ( $r < 0$ ) da curvatura da lordose lombar foi considerada significativa com o coeficiente de correlação  $|r| > 0,811$  para seis medidas, correspondendo ao nível de confiança de 95% ( $p < 0,05$ ).

## RESULTADOS E DISCUSSÃO

A curva da coluna lombar, durante o andar, se adapta ao longo de cada ciclo da marcha. Tal adaptação segue os ritmos dos passos e das passadas, apresentando oscilações síncronas com a movimentação dos membros inferiores.

Observa-se na Tabela 1 que as médias aritméticas ( $\bar{c}$ ) das curvaturas da lordose lombar tendem a diminuir em função do aumento da altura de salto para as três voluntárias; apresenta-se, assim, uma tendência adaptativa de retificação da curva da lordose durante a marcha com calçados de diferentes alturas de saltos.

Os valores máximos (Max) e mínimos (Min) de curvaturas, calculados durante a marcha, permitiram verificar a oscilação realizada pela lordose lombar e mostrar que tanto os valores máximos (Max) quanto os mínimos (Min) de curvatura diminuem em função do aumento da altura dos

saltos, durante todo o movimento para as três voluntárias.

O desvio-padrão (DP) da distribuição não apresentou nenhuma tendência, afirmando assim a constante diminuição dos valores das curvaturas.

Os coeficientes de correlação ( $r$ ) calculados entre as variáveis dependentes (média aritmética ( $\bar{c}$ ), valores máximos (Max) e mínimos (Min) das curvaturas geométricas) e as variáveis independentes (alturas dos saltos) permitiram quantificar o nível de significância da intensidade adaptativa de retificação da curva da lordose lombar às alturas dos saltos (Tabela 2).

A curvatura lombar média ( $\bar{c}$ ) apresentou valores significativamente decrescentes, isto é, a região pesquisada apresenta retificação em função da altura dos saltos. Os valores máximos (Max) de curvatura atingidos durante o ciclo da marcha mostraram efeitos retificadores mais nítidos do que os valores mínimos (Min). Os coeficientes de correlação ( $r$ ) dos valores máximos (Max) apresentaram uma tendência significativa de retificação da lordose lombar para todas as voluntárias. Já os coeficientes de correlação ( $r$ ) dos

valores mínimos (Min) apresentaram uma tendência significativa de retificação da lordose lombar somente para P3 ( $r=-0,8071$ ) e tendências não significativas ( $p=0,10$ ) para as voluntárias P1 e P2, sendo  $r=-0,7067$  e  $-0,7214$ , respectivamente.

Os gráficos da Figura 1 ilustram a tendência à diminuição dos valores máximos (Max) e mínimos (Min) da curva da lordose lombar apresentados na Tabela 1, que se referem à tendência à retificação da lordose lombar em função do aumento da altura dos saltos dos calçados.

A lordose lombar se adapta durante a marcha, oscilando entre valores máximos e mínimos de curvatura. Através da metodologia foi possível quantificar essas curvaturas durante a passada e analisá-las em função da altura dos saltos dos calçados.

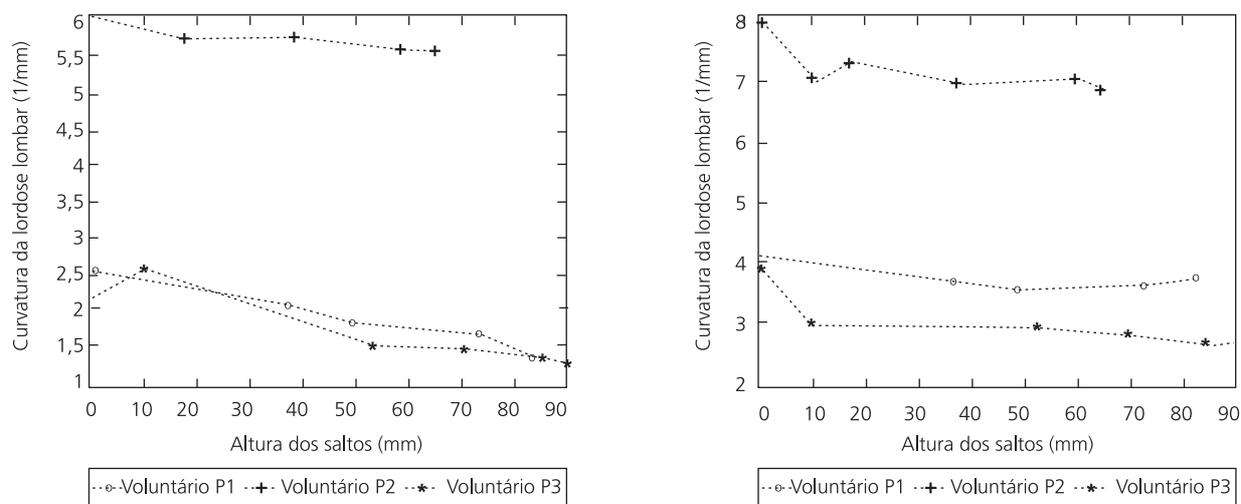
A tendência à retificação da curva lombar com o uso de calçados de saltos mais altos em todas as voluntárias contradiz as informações difundidas por Ersson<sup>10</sup>, Keiserman<sup>11</sup> e Caillet<sup>12</sup>. Com o aumento dos saltos observou-se redução nas três curvaturas observadas. Tal redução foi mais nítida nas curvaturas máximas do que nas médias ou mínimas, o que

**Tabela 1.** Médias aritméticas e desvios-padrão ( $\bar{c} \pm DP$ ), valores máximos (Max) e mínimos (Min) das curvaturas geométricas na região lombar durante o ciclo representativo da marcha para todas as voluntárias em cada situação.

Situação	P1 (1/m)			P2 (1/m)			P3 (1/m)		
	$\bar{c}$	$\pm DP$	Min	$\bar{c}$	$\pm DP$	Min	$\bar{c}$	$\pm DP$	Min
1	3,14	$\pm 0,40$	3,86	6,70	$\pm 0,58$	7,90	3,02	$\pm 0,50$	3,96
2	3,20	$\pm 0,42$	4,11	6,38	$\pm 0,32$	6,98	2,76	$\pm 0,08$	2,99
3	2,82	$\pm 0,44$	3,67	6,49	$\pm 0,38$	7,19	2,33	$\pm 0,40$	2,96
4	2,61	$\pm 0,45$	3,57	6,36	$\pm 0,32$	6,88	2,23	$\pm 0,36$	2,84
5	2,56	$\pm 0,49$	3,62	6,26	$\pm 0,37$	6,97	2,16	$\pm 0,36$	2,70
6	2,53	$\pm 0,58$	3,74	6,23	$\pm 0,35$	6,79	2,17	$\pm 0,37$	2,72

**Tabela 2.** Coeficiente de correlação ( $r$ ) e probabilidade ( $p$ ) para uma significativa retificação da curva da lordose lombar em função da altura dos saltos.

	Coeficiente de correlação ( $r$ ) e probabilidade ( $p$ )								
	P1 (1/m)			P2 (1/m)			P3 (1/m)		
	$\bar{c}$	Max	Min	$\bar{c}$	Max	Min	$\bar{c}$	Max	Min
$r$	-0,9694	-0,9896	-0,7067	-0,8717	-0,9139	-0,7214	-0,9734	-0,9333	-0,8071
$p$	<0,01	<0,01	NS	<0,05	<0,01	NS	<0,01	<0,01	<0,05



**Figura 1.** Valores máximos (Max) à direita e valores mínimos (Min) à esquerda, das curvaturas da lordose lombar [1/m] em função do aumento da altura dos saltos.

mostra que a adaptação da coluna lombar não foi simétrica em relação à curva média.

As reduções da lordose lombar máxima e média foram significativas ( $p < 0,05$ ) em todas as voluntárias; esse resultado representa um progresso em relação aos da literatura<sup>7,13,15</sup>. Atribuímos esse avanço a duas inovações apresentadas neste estudo: a análise dinâmica, realizada durante a marcha, o que pode restringir as possibilidades de controle da postura pela voluntária, e a obtenção da curvatura lombar a partir da reconstrução de dez ou mais marcadores, permitindo um detalhamento maior em relação aos métodos tradicionais.

## CONCLUSÃO

O estudo permitiu verificar que o aumento da altura dos saltos dos calçados provocou uma tendência à retificação da lordose lombar no uso de calçados de salto durante a marcha. As diminuições das curvaturas lombares máximas e médias foram significativas. O método usado se mostrou eficiente e sensível, permitindo quantificar a curva lombar em movimento, durante a marcha, com mais precisão que os métodos estáticos tradicionais. Além disso, é interessante notar que não foram encontrados efeitos

que pudessem ser atribuídos ao tipo de calçado utilizado. Porém, devido à complexidade do aparelho locomotor, e às inúmeras estratégias de controle e proteção que podem ser utilizadas por cada indivíduo, não podemos afirmar que a diminuição da lordose lombar aqui encontrada ocorra em todas as mulheres que usam calçados de salto. Sugere-se, portanto, que esta pesquisa prossiga e seja realizada com um número maior de participantes.

## REFERÊNCIAS

1. High heels brought law. *Lancet*. 1992; 340(8815):323.
2. Nasser JP, Mello SIL, Avila AOV. Análise do impulso em calçados femininos em diferentes alturas de salto. In: Anais do 7<sup>o</sup> Congresso Brasileiro de Biomecânica; Campinas; 1997. p.491-4.
3. Monteiro VA. Ergonomia, design e conforto no calçado feminino [mestrado]. Rio de Janeiro: Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro; 1999.
4. Opila KA. Kinematics of high-heeled gait. *Arch Phys Med Rehabil*. 1990; 71:304-9.
5. Eisenhardt JR, Cook D, Pregler I, Foehl HC. Changes in temporal gait characteristics and pressure distribution for bare feet *versus* various heel heights. *Gait & Posture*. 1996; 4:280-6.
6. Murray MP, Kary RC, Sepic SB. Walking patterns of normal women. *Arch Phys Med Rehabil*. 1970; 51:637-59.

7. Snow RE, Williams KR. High heeled shoes: their effect on center of mass position, posture, three dimensional kinematics rearfoot motion and ground reaction forces. *Arch Phys Med Rehabil.* 1994; 75: 568-76.
8. Merrifield HH. Female gait patterns in shoes with different heel heights. *Ergonomics.* 1971; 14(3): 411-7.
9. Light LH, Mclellan GE, Klenerman LK. Skeletal transients on heel strike in normal walking with different footwear. *J Biomech.* 1980; 13(6):477-80.
10. Ersson B. Shoe Analysis. 2002 [Acesso em 2004 set 6]. Disponível em: <http://www.shoedoc.se/skoeng.asp>
11. Keiserman WK. Dor Lombar. 2003 [Acesso em 2004 set 6]. Disponível em: <http://www.abcdasaude.com.br/artigo.php?163>
12. Cailliet R. Compreenda sua dor de coluna. São Paulo: Manole. 1985.
13. Opila KA, Wagner SS, SchiowitzS, Chen J. Postural alignment in barefoot and high heeled stance. *Spine.* 1988; 13(5)452-7.
14. De Lateur BJ, Giaconi RM, Questad K, Ko M, Lehmann JF. Footwear and posture: compensatory strategies for heel height. *Am J Phys Med Rehabil.* 1991; 70(5):246-54.
15. Bendix T, Sørensen SS, Klausen K. Lumbar curve, trunk muscles, and line of gravity with different heel heights. 1984; *Spine.* 9(2)223-7.
16. Brenzikofer R, Barros RM, Lima Filho EC, Toma E, Bordini LS. Alterações no dorso e na coluna vertebral durante a marcha. *Rev Bras Biomec.* 2000; 1:21-6.
17. Brenzikofer R, Barros RML, Lima Filho EC, Toma E, Bordini LS. Quantificação das curvaturas da coluna vertebral durante a marcha. In: Anais do 9. Congresso Brasileiro de Biomecânica; 2001; Gramado. Porto Alegre: Escola de Educação Física da UFRGS; 2001. p.230-5.
18. Barros RM, Brenzikofer R, Leite N, Figueroa PJ. Desenvolvimento e avaliação de um sistema para análise tridimensional de movimentos humanos. *Rev Bras Eng Biom.* 1999; 15(1/2):79-86.
19. Figueroa PJ, Leite NJ, Barros RM. A flexible software for tracking of markers used in human motion analysis. *Comp Meth Prog Biom.* 2003; 72(2): 155-65.
20. Lang S. Cálculo. Rio de Janeiro: Ao Livro Técnico; 1970. p.28-45.
21. Callegari-Jacques SM. Bioestatística: princípios e aplicações. Porto Alegre: Artmed. 2003; p.84-93.

Recebido para publicação em 4 de outubro de 2004 e aceito em 12 de agosto de 2005.