

Universidade do Vale do Paraíba  
Instituto de Desenvolvimento e Pesquisa

ALINE CRISTINA CARRASCO

ESTUDO DA DISTRIBUIÇÃO DA PRESSÃO PLANTAR E DA OSCILAÇÃO  
CORPORAL EM RELAÇÃO AO PESO DA BOLSA E AO USO DE SALTO ALTO EM  
MULHERES

São José dos Campos, SP  
2010

**Aline Cristina Carrasco**

**“ESTUDO DA DISTRIBUIÇÃO DA PRESSÃO PLANTAR E DA OSCILAÇÃO  
CORPORAL EM RELAÇÃO AO PESO DA BOLSA E AO USO DE SALTO ALTO  
EM MULHERES ”**

Dissertação de Mestrado apresentada ao  
Programa de Pós-graduação em  
Bioengenharia como complementação dos  
créditos necessários para obtenção do  
título de Mestre em Engenharia Biomédica

Orientador: Prof. Dr. Ana Maria do Espírito  
Santo.

São José dos Campos, SP  
2010

C299e

Carrasco, Aline Cristina

Estudo da distribuição da pressão plantar e da oscilação corporal em relação ao peso da bolsa e ao uso de salto alto em mulheres/ Aline Cristina Carrasco; Orientadora: Profa. Dra. Ana Maria do Espírito Santo. São José dos Campos, 2010.

1 Disco laser: color. 65 f.

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Bioengenharia do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da Universidade do Vale do Paraíba, 2010.

1. Equilíbrio Postural 2. Mulheres 3. Fisioterapia I. Espírito Santo, Ana Maria do, Orient. II. Título

CDU: 615.8

Autorizo exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação, por processos fotocopiadores ou transmissão eletrônica, desde que citada à fonte.

Assinatura da aluna

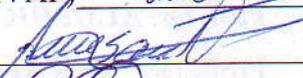
Data da defesa

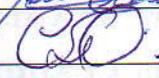
ALINE CRISTINA CARRASCO

ESTUDO DA DISTRIBUIÇÃO DA PRESSÃO PLANTAR E DA OSCILAÇÃO  
CORPORAL EM RELAÇÃO AO PESO DA BOLSA E AO USO DE SALTO ALTO EM  
MULHERES

Dissertação aprovada como requisito parcial à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica, do Programa de Pós-Graduação em Bioengenharia, do Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento da Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, SP, pela seguinte banca examinadora:

Prof. Dr. **ALDERICO RODRIGUES DE PAULA JUNIOR** (UNIVAP) 

Profª. Dra. **ANA MARIA DO ESPIRITO SANTO** (UNIVAP) 

Profª. Dra. **CLAUDIA DOS SANTOS OLIVEIRA** (UNINOVE) 

Profª. Dra. Sandra Maria Fonseca da Costa

Diretor do IP&D – UniVap

São José dos Campos, 01 de junho de 2010.

## **Dedicatória**

Ao meu pai Jayme Carrasco e a minha mãe Ulara Koga Carrasco, que deram todo o amor e dedicação para eu chegar até aqui e continuar sempre.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço principalmente a Deus, que me deu forças para vencer todos os obstáculos.

A minha família, por me dar apoio, estrutura e aconchego nos momentos mais difíceis da minha vida.

Aos meus amigos por me alegrarem e fazerem-me esquecer dos problemas.

Aos meus companheiros de trabalho que me ajudaram a realizar este trabalho.

Aos companheiros de viagem, por dividir as tarefas, a direção os sofrimentos e alegrias.

A minha companheira de trabalho Rina, que permitiu a realização deste trabalho.

A minha orientadora, Prof. Ana Maria do Espírito Santo, que foi paciente, aconselhadora, perseverante e inspiradora em todos os momentos dos meus estudos.

E as mulheres voluntárias que possibilitaram a realização deste trabalho.

CARRASCO, Aline Cristina. **Estudo da distribuição da pressão plantar e da oscilação corporal em relação ao peso da bolsa e ao uso de salto alto em mulheres. 2010.** Dissertação (Mestrado em Bioengenharia) – Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento, Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, 2010.

## Resumo

As forças que atuam sobre a coluna geram grandes contrações pelos os músculos espinhais para neutralizar os torques produzidos ao redor da coluna pelos pesos dos segmentos corporais e de cargas externas, como o que ocorre durante o uso de bolsa pelas mulheres. Isto pode ser agravado pelo uso de saltos altos, pois, estes podem alterar o perfil normal de pressão nos pés e equilíbrio corporal. Diante disto, o objetivo deste estudo foi investigar se cargas de 2, 5 e 10% da massa corporal e o uso de salto alto, podem alterar a distribuição da pressão plantar e oscilação corporal em mulheres adultas-jovens. Participaram da pesquisa trinta mulheres, idade média 22,73 ( $\pm 3,25$ ) anos, peso médio 58,59 ( $\pm 6,15$ ) kg, altura média 166,46 ( $\pm 5,40$ ) cm e IMC médio de 21,15 ( $\pm 1,86$ ) Kg/m<sup>2</sup>. Os dados foram obtidos a partir uma plataforma de pressão *Midcaptures*, com *software Footwork* marca *AM/IST* durante 7 segundos na posição ortostática sobre a plataforma. A distribuição da pressão plantar das avaliadas apresentou significativamente maior descarga de peso na região de ante-pé, seguida por retro-pé e médio-pé para ambos os pés no momento salto e as variações de velocidade de deslocamento e do deslocamento radial da oscilação corporal foi significativamente menor no momento salto. Com o uso da bolsa, houve aumento significativo da distribuição plantar em retro-pés homolaterais as cargas de 5% e 10% do peso corporal. Pode-se verificar que cargas podem alterar a distribuição da pressão plantar em mulheres com o uso de bolsa lateral e salto alto. As investigações relacionadas ao assunto devem ser estimuladas, pois estes estudos com mulheres ainda são escassos, visando detectar possíveis alterações e propor ações preventivas.

**Palavras-chave:** Baropodometria, salto alto, bolsa, mulheres.

CARRASCO, Aline Cristina. **Study of the distribution of the plantar pressure and corporal oscillation in relation to the weight of the shoulder bag and the use of high-heeled shoes in women.** 2010. Dissertação (Master's in Bioengineering) – Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento, Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, 2010.

### **Abstract**

The forces act on the spine causing large contractions of the spinal muscles to neutralize the force create around the column due to the weight of the body parts and external loads, such as occurs when women use a shoulder bag. This may be aggravated by the use of high-heeled shoes, because these can modify the normal pressure on the feet. Therefore, the objective of this study was to investigate if loads of 2, 5, and 10% of the corporal mass combided with the use of high-heeled shoes, can modify the distribution of the plantar pressure and corporal oscillation in young-adult women. Thirty women, average age of 22.73 ( $\pm 3.25$ ) years, average weight 58.59 ( $\pm 6.15$ ) kg, average height 166.46 ( $\pm 5.40$ ) cm, and BMI 21.15 ( $\pm 1.86$ ) participated in the research. The data was obtained with a pressure platform *Midcaptures*, software *Footwork AM/IST* with volunteer standing while 7 seconds. The distribution of the plantar pressure showed a significantly greater discharge of weight onto the forefoot followed by hindfoot and midfoot for both feet during high heel use. The variations of displacement speed and radial displacement of the corporal oscillation were significantly lower when using high heels. The use of the shoulder bag significantly increased in the plantar distribution onto the hindfoot putting of 5% and 10% of the body weight onto the side of bag. Therefore, shoulder bags and high heels can modify the distribution of plantar pressure. The studies related to this subject, which are aimed at detecting possible alterations and considering preventative actions, should be encouraged.

**Key words:** Baropodometric, high-heeled shoes, shoulder bag, women.

## Lista de ilustrações

Figura 1 Influência sensoriais no controle postural .....	19
Figura 2 Pêndulo invertido. ....	20
Figura 3: Exame baropodométrico. Impressão plantar do paciente. As zonas avermelhadas indicam zonas de maior pressão plantar, tipo de pé e superfície de apoio plantar.....	22
Figura 4 Representação de uma plataforma de pressão e eixos de medida. ....	23
Figura 5 Plataforma de pressão à esquerda. À direita sistema computadorizado acoplado à plataforma de pressão. ....	31
Figura 6 Planilha do software FootExp para extração dos dados de pressões plantares no momento salto. ....	33
Figura 7: Valores médios e desvios padrão da distribuição da pressão plantar nos momentos controle (C) e salto (S). AP: ante-pé; MP: médio-pé; RP: retro-pé; E: pé esquerdo; D: pé direito. ....	37
Figura 8: Valores médios e desvios padrão dos dados estabilométricos nos momentos controle (C) e salto (S). P: velocidade de oscilação corporal; D: pé direito; E: pé esquerdo, Rd: deslocamento radial da oscilação corporal.....	38
Figura 9 Valores médios e desvios padrão da distribuição da pressão plantar do pé esquerdo (a) e direito (b) com bolsa de 2%, 5% e 10% do peso corporal no ombro direito. AP: ante-pé; MP: médio-pé; RP: retro-pé; E: pé esquerdo; D: pé direito. C: controle .....	41
Figura 10 Valores médios e desvios padrão da distribuição da pressão plantar do pé esquerdo (a) e direito (b) com bolsa de 2%, 5% e 10% do peso corporal no ombro esquerdo. AP: ante-pé; MP: médio-pé; RP: retro-pé; E: pé esquerdo; D: pé direito. C: controle. ....	44

## Lista de Tabelas

Tabela 1 - Valores médios e desvios padrão da distribuição da pressão plantar nos momentos controle e salto e valores de significância estatística. ....	36
Tabela 2 - Valores médios e desvios padrão das variáveis estabilométricas (velocidade de oscilação corporal e deslocamento radial da oscilação corporal) nos momentos controle e salto e valores de significância estatística. ....	36
Tabela 3 - Valores médios e desvios padrão da distribuição da pressão plantar nos momentos controle e com bolsa de 2%, 5% e 10% do peso corporal no ombro direito. ....	40
Tabela 4 - Valores médios e desvios padrão da distribuição da pressão plantar nos momentos controle e com bolsa de 2%, 5% e 10% do peso corporal no ombro esquerdo. ....	43

## Lista de abreviaturas e siglas

A	Área
AP	Ante-pé
C	Controle
cm	Centímetro
COMEP	Comitê de Ética em Pesquisa
$f$	Frequência de amostragem
F	Força
g	Gramas
IMC	Índice de Massa Corporal
Kg	Kilogramas
$\text{Kg/m}^2$	Kilograma por metro quadrado
$\text{Kgf/cm}^2$	Kilograma-força por centímetro quadrado
mm	Milímetros
mm/s	Milímetros por segundo
MP	Médio-pé
N	Número de pontos registrados
$P = F / A$	Fórmula de cálculo da pressão
P	Pressão
p	Velocidade de oscilação corporal
Rd	Deslocamento radial da oscilação corporal
RP	Retro-pé
S	Salto
s	Segundos
T	Ttempo de coleta
x	Direção ântero-posterior do baricentro corporal e dos pés direito e esquerdo
$x_c$ e $y_c$	Coordenadas do centróide e $x_i$ e $y_i$
$x_i$ e $y_i$	Coordenadas do centro de pressão a cada instante nas direções médio-lateral e ântero-posterior, respectivamente.
y	Direção médio-lateral do baricentro corporal e dos pés direito e esquerdo.

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>13</b>
<b>2 EMBASAMENTO TEÓRICO.....</b>	<b>18</b>
2.1 Controle Postural e Equilíbrio .....	18
2.2 Baropodometria e Estabilometria .....	20
2.3 Uso de Salto Alto e Bolsa por Mulheres.....	25
<b>3 OBJETIVOS.....</b>	<b>29</b>
3.1 Objetivo geral .....	29
3.2 Objetivos específicos .....	29
<b>4 MATERIAL E MÉTODOS .....</b>	<b>30</b>
4.1 Tipo de pesquisa.....	30
4.2 Amostra.....	30
4.3 Cuidados Éticos.....	30
4.4 Instrumentos .....	31
4.5 Procedimentos .....	31
4.6 Tratamentos dos dados .....	32
<b>5 RESULTADOS.....</b>	<b>35</b>
<b>6 DISCUSSÃO .....</b>	<b>45</b>
<b>7 CONCLUSÃO .....</b>	<b>53</b>
<b>8 ESTUDOS FUTUROS.....</b>	<b>54</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>55</b>
<b>ANEXO A - Termo de Consentimento para Participação em Pesquisa Científica</b> .....	<b>62</b>
<b>ANEXO B – Ficha de Avaliação.....</b>	<b>63</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A postura é o arranjo harmônico das diversas partes do corpo numa posição estática e dinâmica. A manutenção da postura de referência humana (postura ortostática) está baseada na atividade muscular postural. Esta atividade, principalmente observada nos músculos extensores de membros inferiores, do tronco e músculos de pescoço, é utilizada para manter a projeção do centro de gravidade do corpo dentro dos limites da base de apoio. Sua manutenção requer a integração de informações entre o sistema músculoesquelético, nervoso, vestibular, proprioceptivo e visual (KENDALL *et al.* 2007; MOUZAT; DABONNEVILLE; BERTRAND, 2004).

O estudo da postura e de suas alterações está relacionado ao controle do equilíbrio corporal, que trata da habilidade de manter o equilíbrio no campo gravitacional, obtido pelo desenvolvimento dos reflexos nervosos destinados à manutenção da postura ereta estática sob todas as condições, gerando uma coordenação motora fina (CASARIN, 2005).

O equilíbrio estático é garantido quando o somatório de todas as forças atuantes no corpo - verticais e horizontais - é igual à zero, e quando a soma de todos os torques é igual à zero (HALL, 2005). Quando uma dessas condições é violada, o equilíbrio estático deixa de existir interferindo na resistência linear e angular que o objeto possuía (HAMILL; KNUTZEN, 1999).

O apoio bipodal se dá pelos pés, especificamente pelas regiões das tuberosidades posteriores do calcâneo e cabeças do primeiro e quinto metatarsos, considerados amortecedores dinâmicos capazes de suportar as cargas fisiológicas neles impostas. Eles determinam a posição da pelve e coluna, oferecem base de sustentação, propiciam o equilíbrio postural e suporte de peso corporal e a distribuição da pressão plantar (ALMEIDA *et al.*, 2009). Assim, para poder se adaptar às irregularidades do solo, suportar o peso do corpo e a força de reação do solo, o pé é constituído por três arcos plantares (arcos longitudinais interno, externo, e arco transversal) que distribuem as cargas recebidas pelos pés em três regiões: calcâneo (recebe 60% de carga) médio-pé (recebe 8% carga) e ante-pé, principalmente cabeça do quinto e primeiro metatarso (recebem 32% da carga) (KAPANDJI, 2000; NORDIN; FRANKEL, 2003). Snow e Williams (1992) também

descrevem que a sobrecarga no retro-pé é correspondente a 60% do apoio plantar e o centro de gravidade é levemente posteriorizado.

Bienfait (1995) defende a importância de se estudar a função estática no corpo humano não apenas com a idéia de se tentar procurar uma posição restrita, mas considerar os desequilíbrios possíveis, suas razões e as forças que os controlam.

Os estudos sobre medidas de distribuição de pressão entre a superfície do pé e o solo já foram desenvolvidos antes da passagem do século XIX, utilizando métodos antigos utilizados para estimar as pressões plantares, baseados apenas nas impressões fornecidas pelos pés, em materiais apropriados, como gesso e argila. Atualmente existem equipamentos mais sofisticados de registros de impressões plantares, tais como: ópticos, piezoelétricos, sensores resistivos e capacitivos além de um diversificado desenvolvimento tecnológico quanto aos sistemas, princípios, componentes e dispositivos utilizados na biomecânica para a medição da distribuição da pressão plantar, denominado de baropodometria (TEODORO; TOMAZINI; NASCIMENTO, 2007).

A baropodometria computadorizada eletrônica pode mensurar as pressões nos pontos da região plantar e transformar a força aplicada em um sinal elétrico, possibilitando comparar e avaliar o comportamento dinâmico e estático por meio da avaliação da imagem segmentar do retro-pé, médio-pé e ante-pé (ALMEIDA et al., 2009).

A postura ortostática humana também pode ser estudada com medidas estabilométricas que permitem o cálculo do centro de pressão do corpo (MOUZAT; DABONNEVILLE; BERTRAND, 2004). Portanto, a estabilometria, anotação da oscilação postural para a manutenção da ortostatia, e a baropodometria são instrumentos bem definidos e possuem variáveis contínuas confiáveis. Esses instrumentos são bastante utilizados em laboratórios de estudos em postura, fisioterapia, cineantropometria e medicina esportiva, com o objetivo de melhor entender e estudar os fenômenos relacionados à cinética postural (KAERCHER, 2008). Suas variáveis são objetivas e associadas ao exame clínico podem ser utilizadas no acompanhamento e na tomada de decisões clínicas, uma vez que sua fidedignidade tem sido bem documentada em estudos anteriores (ALMEIDA et al., 2009).

As pesquisas voltadas ao estudo das posturas incorretas vêm sendo desenvolvidas ao longo dos anos e é reconhecida a associação entre alterações posturais e manifestações dolorosas. Um conceito básico para a compreensão da dor em relação à má postura é que efeitos cumulativos de pequenas sobrecargas repetidas e intensas ou mesmo súbitas, durante um longo período, podem proporcionar manifestações dolorosas que podem levar a posturas antálgicas (posturas que aliviam a dor) (KENDALL *et al.* 2007).

É conhecido que as forças que atuam sobre a coluna incluem o peso corporal, a tensão nos ligamentos espinhais, a tensão dos músculos circundantes, a pressão intra-abdominal e todas as cargas aplicadas externamente. Uma vez que os músculos espinhais possuem braços de momento extremamente pequenos com relação às articulações vertebrais, eles terão que gerar grandes forças para neutralizar os torques produzidos ao redor da coluna pelos pesos dos segmentos corporais e das cargas externas (HALL, 2005).

A utilização de cargas externas pode ser observada em situações cotidianas, principalmente no transporte de cargas e utensílios. Uma maneira de facilitar esse transporte foi a utilização de acessórios, tal como bolsas e mochilas, que podem alterar a distribuição homogênea do peso pelo corpo do indivíduo, causando então distúrbios de sua homeostasia postural. Isso pode ser exemplificado pelas mulheres que utilizam a bolsa como uma forma prática e mais comum de transporte de objetos pessoais. Esta carga extra pode gerar alterações nas forças que atuam sobre a coluna podendo levar ao aparecimento de disfunções.

Estudos envolvendo cargas transportadas pelo homem são descritas em jovens em idade escolar (REBELLATO; CALDAS; DE VITTA, 1991), porém Brackley e Stevenson (2004) apontam que estudos baseados em dados epidemiológicos, fisiológicos e biomecânicos, tratam que o transporte de carga nas mochilas entre 10 e 15% da massa corporal pode não ser um limite suficiente para prevenir desordens musculoesqueléticas, lesões teciduais ou dor lombar. É sugerida a necessidade de estudos que investiguem os diferentes fatores que podem influenciar a estrutura da coluna vertebral de estudantes, porém, nesse âmbito, estudos com mulheres que carregam suas bolsas diariamente ainda não foram propostos.

Ainda em pesquisas com estudantes, é demonstrado que quando a carga da mochila é superior à capacidade de sustentação dos grupos musculares, ocorre sobrecarga na coluna vertebral (REBELLATO; CALDAS; DE VITTA, 1991), podendo

[BC1] Comentário: Sem referencia

determinar alterações posturais, dor ou disfunção da mesma. Sendo o transporte do material escolar uma rotina diária repetitiva durante anos consecutivos, cuidados especiais são necessários para evitar alterações posturais que podem se instalar em médio e longo prazo, trazendo riscos à saúde desta população. Uma vez que estas alterações podem ocorrer em crianças e adolescentes, mulheres que carregam bolsas também podem ser alvos destes tipos de distúrbios posturais.

É importante ressaltar que a presença de alterações na distribuição da pressão plantar pode sugerir atitudes posturais inadequadas para carregar a bolsa que, ao longo do tempo, favorecem diversas anormalidades da coluna vertebral. Essas anormalidades podem causar limitações funcionais (PENHA et al., 2005), psicossociais, de trabalho e de qualidade de vida (BRACKLEY; STEVENSON, 2004), justificando a necessidade da intervenção preventiva nesta população em específico.

Agravando ainda mais estes riscos a saúde da coluna, o uso de salto alto numa rotina diária pelas mulheres pode alterar o perfil normal de pressão no pé com uma menor pressão na região lateral e medial do pé. O aumento da altura do arco plantar pode aprofundar patologias já existentes ou criar patologias não evidentes. Evidenciando a importância do tipo de pisada do indivíduo, o pé em supinação está correlacionado a 85% de lesões nos esportes, o que pode demonstrar que nesta posição o indivíduo está mais propenso a lesão (ALVES, 2007).

[BC2] Comentário: Sem ref.

O uso constante de calçados de salto alto pode causar problemas na coluna como lombalgias e também o encurtamento da musculatura ísquio tibial. O encurtamento da musculatura posterior da perna aumenta a incidência de entorses e fraturas de tornozelo e pé. Além disso, aumenta a pressão plantar sobre o hálux e o segundo dedo, deformando estas articulações (SANTOS et al., 2007). A postura ortostática com salto implica em retroversão pélvica, aproximação dos joelhos e tornozelos em relação à linha de gravidade, deslocamento posterior da cabeça e da coluna torácica, além de submeter o joelho a torques excessivos, principalmente em varo, tornando a porção medial desta articulação mais suscetível a degenerações da cartilagem articular, podendo assim estar relacionado com uma maior incidência de osteoartrite (SACCO et al., 2003).

[BC3] Comentário: Vide ref.

É importante ressaltar que durante a marcha, o apoio do pé se divide em 60% para o antepé e 40% para o retropé, e com o calçado de salto alto esses valores se alteram, pois o peso sustentado pelo antepé está relacionado com a altura do

calcanhar, deslocando o centro de gravidade anteriormente, havendo assim uma descarga maior de peso sobre o antepé devido o trabalho isométrico no movimento de plantiflexão do tornozelo (AGUIAR JUNIOR, FREITAS; 2004).

Considerando que a distribuição homogênea da massa corporal sobre a área plantar fornece alinhamento adequado à pelve e conseqüentemente à coluna vertebral (NORKIN, LEVANGIE, 2001), este estudo se propõe em investigar a influência de cargas de 2, 5 e 10% da massa corporal e o uso de salto alto na distribuição da pressão plantar e oscilação postural em mulheres adulta-jovens.

## **2 EMBASAMENTO TEÓRICO**

### **2.1 Controle Postural e Equilíbrio**

A manutenção do equilíbrio postural é dada por um fluxo de impulsos neurológicos provenientes dos sistemas proprioceptivo, vestibular e óculo-motor, processadas pelo Sistema Nervoso Central e retornando pelas vias aferentes para manter o controle do equilíbrio corporal pela contração dos músculos antigravitários conforme ilustrado na figura 1 (KENDALL *et al.* 2007). Para o controle postural normal é necessário a capacidade de adaptação das respostas motoras às demandas da tarefa a ser realizada, do ambiente e do próprio corpo (altura e peso, por exemplo). A incapacidade de adaptar os movimentos às demandas mutáveis da tarefa é uma característica de muitos pacientes com disfunções neurológicas, podendo ser uma fonte de instabilidade postural (BERGER *et al.*, 1992; LAYNE; ABRAHAM, 1991).

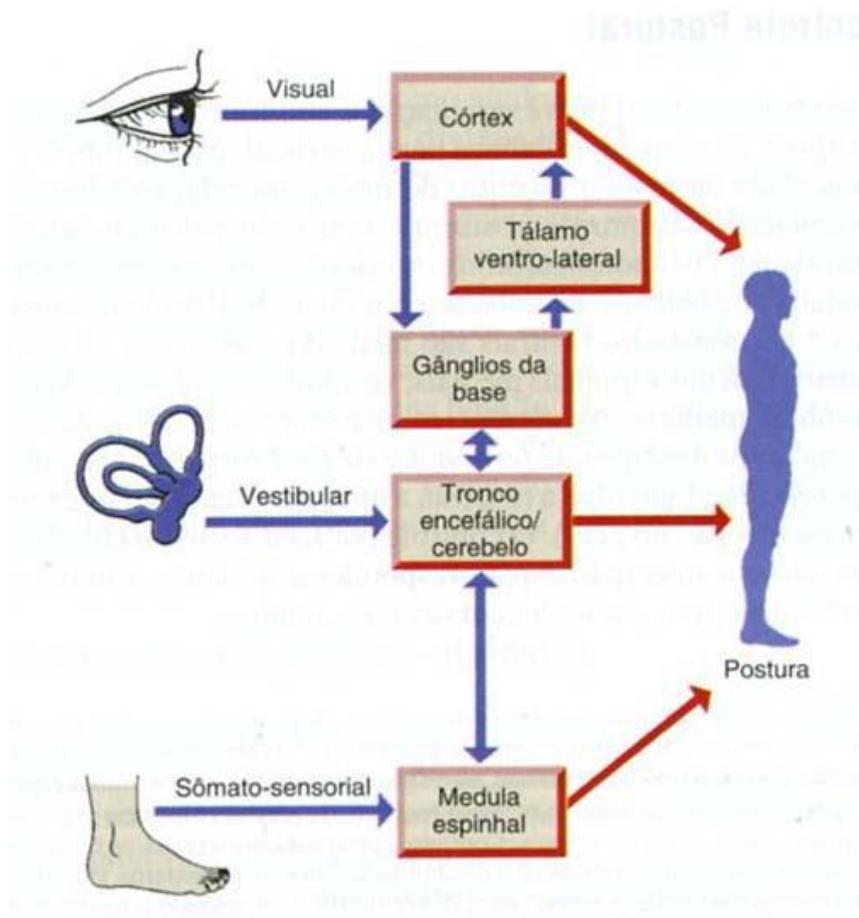


Figura 1 Influência sensoriais no controle postural  
 Fonte: EKMAN (2000).

O corpo humano pode ser comparado a um pêndulo invertido suspenso (figura 2) sobre uma base oscilando constantemente devido ao controle do equilíbrio e da postura (GAGEY; WEBER, 2000; PRZYSIEZNY; MORAES, 2004). Para que este sistema esteja em equilíbrio mecânico, é necessário que a somatória de forças que atuam sobre ele seja igualada a zero, ou seja, só pode ser estável se após uma perturbação o mesmo retornar a sua posição de equilíbrio (ENOKA, 2000).

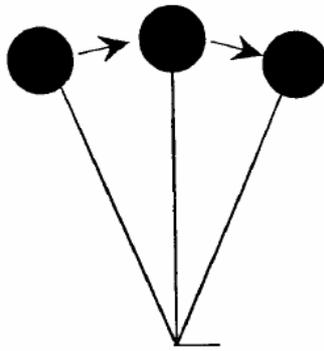


Figura 2 Pêndulo invertido.  
Fonte: DUARTE ( 2000).

A sustentação deste pêndulo é dada pelos pés, sendo estes uma região de contato privilegiada do corpo com o solo, organizando o equilíbrio, o suporte e ajustando a postura em posição ereta (GAGEY; WEBER, 2000; PRZYSIEZNY; MORAES, 2004; MATTOS; PRZYSIEZNY, 2004) controlando a situação do ponto de aplicação da força de pressão corporal e ajustando a posição do centro de gravidade. Para isso, o pé é constituído de receptores sensoriais que informam o sistema nervoso central as aplicações de forças de pressão da superfície de apoio. Dessa forma, estudos que abordam o controle postural passam a analisar os ajustes posturais promovidos pelos pés, como forma de prevenção de desequilíbrios, seja por perturbações internas ou externas (HORAK; NASHNER, 1986).

Para compreensão e prevenção das alterações posturais, vem sendo realizadas pesquisas ao longo dos anos e reconhecida a associação entre alterações posturais e manifestações dolorosas. A associação da dor com a má postura é que efeitos cumulativos de pequenas sobrecargas repetidas e intensas ou mesmo súbitas durante um longo período podem proporcionar manifestações dolorosas (KENDALL *et al.* 2007).

## **2.2 Baropodometria e Estabilometria**

O fundamento da avaliação científica para o tratamento das disfunções do sistema músculo-esquelético é a documentação objetiva através de um meio

confiável para compreender as influências posturais sobre as disfunções dos pés ou das disfunções dos pés sobre a postura (OLIVEIRA et al., 1998; VALENTE, 2006). Isto pode ser realizado através de um equipamento que permite fazer a análise antes e durante o tratamento, até as suas respectivas evoluções clínicas (LIBOTTE, 2001; KAERCHER, 2008).

A análise baropodométrica e estabilométrica permite avaliar e mensurar a distribuição da pressão plantar e equilíbrio postural para a manutenção da ortostasia, tanto em situações estáticas quanto dinâmicas (HAN; PAIK, 1999).

A baropodometria é um exame objetivo e quantitativo que estuda a pressão plantar sobre uma plataforma composta de sensores, mensurando e comparando as pressões desenvolvidas nos diferentes pontos da região plantar tanto na posição em pé, estática ou na marcha. Este tipo de análise pode determinar o sucesso de muitos procedimentos conservadores ou cirúrgicos das afecções dos pés e possibilita quantificar as pressões do pé direito, esquerdo, pressões na parte anterior, posterior e no médio pé, até a repartição, modificação, hiperpressão e distribuição das pressões. Estes parâmetros não podem ser vistos com precisão no podoscópio e são, através da baropodometria, considerados dados fidedignos e mensurados objetivamente (LIBOTTE, 2001).

Este tipo de avaliação de medição das pressões desenvolvidas nos diferentes pontos da região plantar dos pés é realizado através de sensores de pressão distribuídos por toda superfície de uma plataforma de pressão. O sistema permite fazer análises de diversos parâmetros da marcha e da posição estática através de imagens geradas com diferentes cores que representam as variações de pressões exercidas nos pés (REABILITAÇÃO, 2004; OLIVEIRA et al., 1998) conforme figura 3, fornecendo dados qualitativos através da avaliação de imagem da morfologia do passo, da distribuição pressórica plantar segmentar no retropé, médio pé e antepé, da distribuição de cargas sobre a superfície plantar e do deslocamento do centro de pressão.

A baropodometria também fornece dados quantitativos como o tempo das diferentes fases da marcha, a duração do passo, o tempo de apoio nos diferentes segmentos do pé; valores das forças verticais nas unidades de força convencionais; pressões desenvolvidas ao longo do passo. Estes registros numéricos possibilitam estudos mais exatos entre grupos de pacientes, avaliações pré e pós procedimentos

conservadores e não conservadores, porém para isso, estes dados devem ser coletados e interpretados criteriosamente (OLIVEIRA et al., 1998).

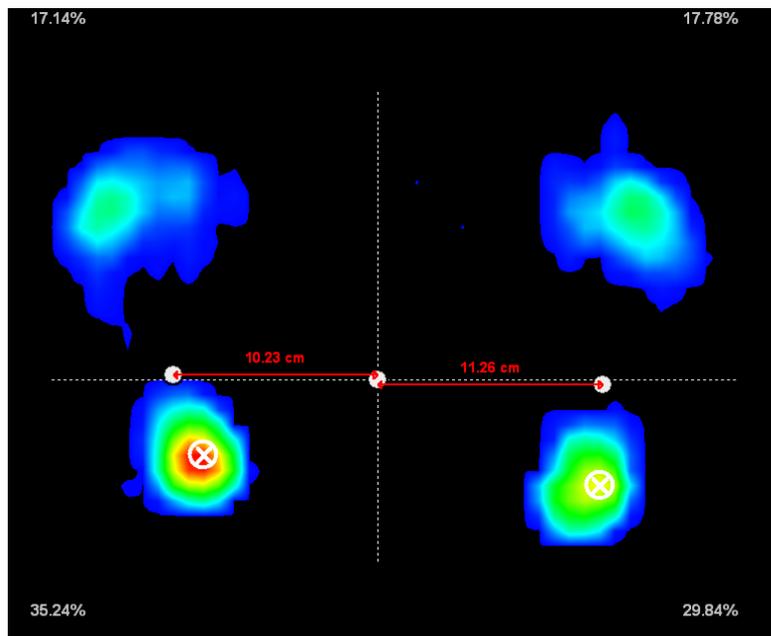


Figura 3: Exame baropodométrico. Impressão plantar do paciente. As zonas avermelhadas indicam zonas de maior pressão plantar, tipo de pé e superfície de apoio plantar.  
Fonte: do autor.

Uma plataforma de pressão é constituída basicamente de uma placa apoiada em pontos definidos e seu princípio de funcionamento é baseado nas forças exercidas sobre a sua superfície é transmitida aos transdutores, que são dispositivos capazes de gerar um nível de tensão elétrica correspondente à força sobre eles aplicada (URQUIZA, 2005) (figura 4). Alguns dispositivos podem funcionar utilizando sensores de pressão suficientemente planos que podem fixar-se em locais como o sapato. O sinal obtido é amplificado e enviado a um computador, e a pressão exercida sobre um dos sensores aumenta sua capacidade e diminui sua resistência a uma corrente alternada. Os sensores estão conectados a diodos luminosos de tal maneira que a intensidade da luz emitida por estes, seja proporcional à força aplicada. O principal determinante da qualidade dos sistemas é o tipo de sensor, podendo ser de três tipos: sensores de quartzo piezoelétricos; sensores de variações de resistência e sensores de variação de capacidade (LIBOTTE, 2001; VALENTE, 2006).

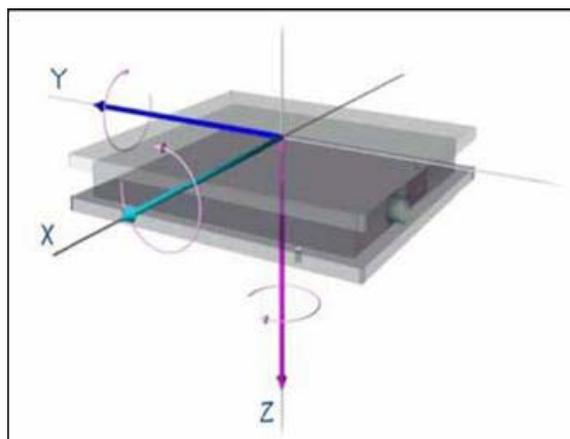


Figura 4 Representação de uma plataforma de pressão e eixos de medida.  
Fonte: KAERCHER(2008)

Através do desenvolvimento e aprimoramento tecnológico das plataformas de força e pressão e o avanço em processamentos de sinais, tornou possível os registros estabilométricos de forma automática, com melhor quantificação dos parâmetros envolvidos no processo de amostragem de dados, podendo ser realizada um mapeamento da postura ereta quase-estática do centro de pressão, do deslocamento na direção anteroposterior (y) e o centro de pressão latero-lateral (x) (URQUIZA, 2005). Com as correlações dos eixos (x,y) é possível mensurar a posição média de centro de gravidade de um indivíduo e sua dispersão significa mensurar sua estabilidade que é definida como a propriedade de um corpo desequilibrado retorna ao seu estado equilibrado (GAGEY; WEBER, 2000).

A estabilometria é um método não invasivo de avaliação do comportamento do sistema sensorial de controle na postura (TURVEY, 2000), possibilitando observar se o controle das oscilações posturais é normal ou não durante condições fisiológicas, patológicas e de treinamento, através de mensurações dadas pelo estabilômetro e não de forma clínica e subjetiva (GAGEY; WEBER, 2000; NAKAMURA; TSUCHIDA; MANO, 2001).

Dentre os parâmetros mensurados nos estudos de equilíbrio corporal, o principal parâmetro mensurado é justamente o centro de pressão (KING; ZATSIORSKY, 1997). A medida do centro de pressão durante a postura em pé tem sido por décadas a principal ferramenta biomecânica para o entendimento do equilíbrio corporal (OLIVEIRA; IMBIRIBA; GARCIA, 2000).

O centro de pressão é o ponto de aplicação da resultante das forças verticais atuando na superfície de apoio e representa um resultado coletivo do sistema de controle postural e da força da gravidade, na qual o indivíduo exerce força nas direções x e y sobre a plataforma de pressão na tentativa de manutenção da postura estática. Este movimento é manifestado como o ponto móvel dos pés que oscilam com a transferência de peso (ROSE et al., 2002; KING; ZATSIORSKY, 1997), assim quando uma pessoa fica em pé sobre uma plataforma de pressão, o centro de pressão pode ser avaliado e seus movimentos então se tornam indicadores de estabilidade.

O centro de gravidade influencia o centro de pressão, que é uma medida de deslocamento. Há certa confusão com a utilização das grandezas centro de gravidade e centro de pressão no estudo do controle postural. O centro de gravidade corresponde ao centro das forças gravitacionais, agindo sobre todos os segmentos do corpo humano, se movendo como se a força gravitacional sobre todo o corpo agisse apenas neste ponto, sendo um conceito análogo ao centro de massa. Ele pode ser calculado a partir da média ponderada dos centros de gravidade de cada segmento do corpo em um dado instante (KING; ZATSIORSKY, 1997).

A posição do centro de gravidade é uma medida de deslocamento e é totalmente independente da velocidade ou aceleração total do corpo ou de seus segmentos (KING; ZATSIORSKY, 1997). O deslocamento do centro de gravidade é causado pelo movimento dos segmentos corporais e o deslocamento do centro de pressão é provocado pela variação da força de reação do solo, pela aceleração do centro de gravidade, pelo momento de inércia do corpo e pelas forças musculares aplicadas no tornozelo (WINTER, 1990).

Para o controle da postura ereta, o corpo utiliza informações sobre o movimento da posição do centro de gravidade, por meio de um quadro de referências, baseado nas informações sensoriais. Este monitoramento indica quando é necessário alterar a postura. Fisicamente o corpo interage com intuito de gerar forças para corrigir a posição do centro de gravidade, com o apoio (superfície firme ou superfície macia), e as estruturas internas, como ossos, músculos, articulações e tendões (GURFINKEL, 1999).

As mensurações fornecidas pela estabilometria permitem descrever se o comportamento de um indivíduo se encontra ou não inscrito nos limites da normalidade, permitindo definir objetivamente a posição média do centro de

gravidade do corpo e mensurar os pequenos movimentos que o corpo realiza em torno dessa posição (GAGEY; WEBER, 2000; MARIM *et al.* 2004).

### **2.3 Uso de Salto Alto e Bolsa por Mulheres**

A história da evolução do calçado mostra como fatores como beleza, moda, status, design, entre outros, fazem parte do desenvolvimento do mesmo. Na época primitiva, o homem utilizou diversos meios para proteger os pés, tais como couro cru, madeira e tecidos, e com o passar do tempo os modelos foram sendo aperfeiçoados, ganhando solas de madeira, fibras vegetais trançadas ou mesmo couro. No século XV o calçado passou a ter variação de modelos e materiais e no final do Século XIX e início do Século XX o calçado passou a ser fabricado a partir de formas com distintos tamanhos, tomando-se como medida de referência o ponto francês, resultante da divisão em 40 vezes o tamanho do pé de Carlos Magno, rei da França (TECNICOURO, 2001).

Com o desenvolvimento da tecnologia, os materiais e estilos de calçados foram relevantes para que se fosse deixando de lado a função de proteção do pé, incluindo outros valores e motivos para a aquisição de um calçado. Muitas vezes a escolha de um modelo pelo consumidor se baseia na busca de estar em dia com os padrões ditados pela moda, terminando em opções inadequadas, que desprezam as regras básicas da fisiologia humana, gerando o aparecimento de dores e até alterações músculo-esqueléticas mais graves como alterações posturais, encurtamentos musculares e deformidades (TECNICOURO, 2000).

Estudos realizados com calçados femininos se concentram na utilização do salto alto e as alterações que o aumento do salto vem a trazer na postura, na força de reação do solo e na pressão plantar. A preocupação é voltada sempre para o conhecimento do controle do conforto, da segurança, da saúde e também da qualidade do produto ao usuário (SANTOS, 2006).

A cultura do salto alto na sociedade contemporânea foi introduzida em 1723 por Luís XV (LINDER; SALTMAN, 1998) representando riqueza e elegância, tornando-se amplamente utilizado pela população feminina, inclusive pelas crianças (COUGHLIN; JONES, 2007), principalmente nas últimas décadas. Com a ascensão das mulheres na sociedade, estas vêm conquistando posições de destaque exigindo

novos cuidados com a aparência, sendo os calçados de salto alto um dos símbolos da feminilidade contemporânea (CASARIN, 2005).

O uso do salto alto interfere diretamente na biomecânica postural e na marcha (CHANG; DALI; YONG, 2001; SNOW; WILLIAMS, 1994), independente da faixa etária, sendo caracterizada pela redução significativa do comprimento dos passos e da velocidade da marcha (EISENHARTH et al., 1996), devido uma redução da flexão da coxa e da perna durante a fase de balanço, pela diminuição da amplitude de movimento da pelve, pelo aumento da flexão da perna durante a fase de apoio (SNOW, WILLIAMS, 1994) e por uma pronação anormal do pé durante a fase de propulsão (PHILLIPS et al., 1991).

As alterações causadas pelo salto podem repercutir em várias intensidades dependendo do indivíduo jovem ou idoso, assim como entre usuárias experientes e inexperientes (OPILA-KOREA, 1990). Isso levou ao desenvolvimento de muitos estudos direcionados à biomecânica do calçado e a influência da utilização deste acessório ao aparelho locomotor de seu usuário, sendo na posição estática ou durante a locomoção (SANTOS, 2006).

Vários estudos mostram que qualquer inclinação corporal, seja para anterior ou posterior em relação a posição ortostática, promove atividade compensatória dos músculos eretores da espinha e do tríceps sural, na tentativa de prevenir o desequilíbrio completo do corpo. Assim, o uso de calçados com salto alto, promove o deslocamento anterior do centro de gravidade, gerando o aumento da atividade eletromiográfica dos referidos músculos posturais (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985; OPILA et al., 1988).

As dores causadas por sapatos com salto alto são os primeiros sinais de que problemas mais evidentes irão surgir. Seu uso diário aumenta a pressão na região anterior dos pés e a redução da participação da região calcânea na sustentação do corpo, fazendo com que os músculos envolvidos, como o tríceps sural, passem a ser pouco exigidos, causando encurtamento em seu comprimento. Associada a posturas errôneas como o desequilíbrio corporal e o uso por períodos prolongados destes calçados, podem gerar abdome protruso, quebra do alinhamento corporal e hiperlordose lombar (CARDOSO, 2000).

Algumas pesquisas sugerem que os calçados de saltos altos, causam um aumento na sobrecarga no antepé e mudanças nos picos de pressões da cabeça dos 3º, 4º e 5º metatarso para o 1º e 2º metatarso. Em adição às mudanças nos

picos de pressão, a força gerada no contato inicial com o solo durante a marcha com o salto alto, é transmitida para o esqueleto como uma onda de choque que parece causar danos aos tecidos moles, resultando em queixa de dores nas pernas, pés e na coluna e, eventualmente podendo levar a desordem articular degenerativa (YUNG-HUI; WEI-HSIEN, 2005).

As dores na região lombar (lombalgia), prevalentes na população adulta (WEBB et al, 2003) e também na população adolescente (HAKALA et al., 2002) são relacionadas às alterações posturais devido sobrecargas e maus hábitos de postura. Nesse sentido, mulheres que utilizam a bolsa pendendo de um lado só, agravados pelo uso do salto alto diário, podem ser alvos destes distúrbios posturais.

Muitas vezes, a ocorrência da lombalgia precede ou é concomitante às alterações da postura corporal. Essa associação pode ser explicada pelo fato que muitas posturas corporais adotadas no dia-a-dia são inadequadas para as estruturas anatômicas, pois aumentam o estresse total sobre os elementos do corpo, especialmente sobre a coluna vertebral, podendo gerar desconfortos, dores ou incapacidades funcionais (GROSS; FETTO; ROSEN, 2000).

Baraúna e colaboradores (2004) relatam que a tensão muscular e a dor causam grande potencial para o desenvolvimento de assimetrias posturais, principalmente na região cervical e na cintura escapular. Barreto (2003) relata que a assimetria de ombros, escápula e desvio da coluna vertebral provocam alterações músculo-esqueléticas. Ferreira (2003) afirma que na postura ortostática, a carga sobre os membros superiores causa pressão no disco intervertebral e que as pressões exercidas nesses discos são contínuas, levando a degeneração do disco intervertebral e desvio da coluna, proporcionando as escolioses (DA SILVA, 2002).

As mulheres podem ser consideradas alvo destes tipos de alterações, pois como o investigado por Detsch et al. (2007) a prevalência de alterações posturais em estudantes do sexo feminino com idade de 14 a 18 anos, São Leopoldo, Estado do Rio Grande do Sul, foi que 44,3% delas utilizavam a bolsa na posição incorreta (mochila pendendo em um só ombro) e 67,7% delas apresentavam alterações posturais laterais.

É importante destacar que a maioria dos estudos relacionados à sobrecarga na coluna devido carregamento de peso são voltados principalmente por estudos em crianças e adolescentes como o realizado por Rodrigues, Montebelo e Teodori (2008) no qual analisaram a distribuição da pressão plantar e oscilação do centro de

pressão em relação ao peso e posicionamento do material escolar. Obtiveram como resultado um aumento da trajetória do centro de pressão com carga de 15%, recomendando que a carga das mochilas escolares não ultrapasse 10% da massa corporal como o que outros estudos mencionam (BRACKLEY; STEVENSON, 2004).

Em trabalhadores que transportam carga, como o estudo desenvolvido por Peneireiro, Amadio e Serrão (2005), que investigaram a força vertical sobre vários modelos de mochilas utilizadas por carteiros foi observado menor magnitude de força nas mochilas com duas bolsas laterais, devido a melhor distribuição de massa.

Estudos direcionados a mulheres que usam bolsa rotineiramente deveriam ser investigadas no sentido de verificar se há possíveis alterações posturais relacionadas ao uso da bolsa, uma vez que a bolsa muito pesada nos ombros pode fazer uma pressão na parte superior do ombro e na sua musculatura levando a compensações posturais.

Outro fator a ser considerado é que, segundo Brackley e Stevenson (2004), em escolares, com base em dados epidemiológicos, fisiológicos e biomecânicos, o transporte de carga nas mochilas entre 10 e 15% da massa corporal, pode não ser um limite fidedigno e suficiente para prevenir desordens musculoesqueléticas, lesões teciduais ou dor lombar.

Em relação à distribuição de pressão plantar e da trajetória do centro de pressão relacionadas a cargas sobre a coluna, estudos apontam que a presença de alterações nestes podem sugerir atitudes posturais inadequadas ao carregar uma bolsa que, ao longo do tempo, favorecem diversas anormalidades da coluna vertebral. Essas anormalidades podem causar limitações funcionais (PENHA et al., 2005), psicossociais, de trabalho e de qualidade de vida (BRACKLEY; STEVENSON, 2004) justificando a necessidade de intervenção preventiva.

### **3 OBJETIVOS**

#### **3.1 Objetivo geral**

Investigar a influência das cargas de 2, 5 e 10% da massa corporal e o uso de salto alto na distribuição da pressão plantar e oscilação corporal em mulheres adulta-jovens.

#### **3.2 Objetivos específicos**

Verificar quais os hábitos posturais relacionados ao uso da bolsa e salto alto por mulheres.

Relacionar os resultados de distribuição de pressão plantar e oscilação corporal entre os momentos controle, salto e bolsa.

Relacionar as alterações da distribuição plantar e oscilação corporal com o desenvolvimento de possíveis distúrbios posturais com uso da e bolsa e salto alto.

## **4 MATERIAL E MÉTODOS**

### **4.1 Tipo de pesquisa**

O tipo de pesquisa desenvolvida foi caracterizado por um estudo analítico observacional transversal.

### **4.2 Amostra**

Participaram do estudo 30 mulheres destros, de idade média de 22,73 ( $\pm 3,25$ ) anos, peso médio de 58,59 ( $\pm 6,15$ ) kg, altura média de 166,46 ( $\pm 5,40$ ) cm e IMC médio de 21,15 ( $\pm 1,86$ ) Kg/m<sup>2</sup>, número de calçado 36,43 ( $\pm 0,93$ ), residentes em Guarapuava-Paraná, não habituadas a usarem calçados de salto alto frequentemente (máximas duas vezes por semana).

Foram excluídas mulheres que apresentassem algum distúrbio de caráter neurológico, cardiovascular, alteração do equilíbrio como labirintite, trauma osteomioarticulares recentes, sob efeitos de antiinflamatórios, analgésicos ou miorelaxantes, portadoras de alterações posturais, com diferenças de comprimento de membros inferiores, gestantes e as que não compareçam no dia da coleta. Foi totalizado uma amostra final de 30 mulheres, ocorrendo uma perda amostral de 5 voluntárias por não comparecerem no dia da coleta.

### **4.3 Cuidados Éticos**

As participantes voluntárias ao estudo foram informadas sobre os procedimentos da pesquisa através da assinatura de um termo de consentimento livre e esclarecido (anexo A), obedecendo a Lei 196/96 do Conselho Nacional de Saúde para pesquisas com seres humanos, anteriormente aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UNICENTRO pelo ofício 164/2009 – COMEP/UNICENTRO.

#### 4.4 Instrumentos

Foram obtidos dados antropométricos (massa corporal e estatura) das voluntárias utilizando balança estadiométrica calibrada e através de uma ficha de avaliação (anexo B) foram coletados dados pessoais e questionário sobre hábitos posturais.

Os dados baropodométricos e estabilométricos foram obtidos a partir de um sistema computadorizado, que consta de uma plataforma de pressão do sistema *Footchecker* com sensor de quartzo piezoelétrico *Midcaptures*, de 90 x 75 cm, com 1600 capacitores, com *software Footwork* marca *AM/IST*, modelo eletrônico 2700 (2704 sensores capacitivos de 7,62 x 7,62 mm), acoplado a um microcomputador (figura 5). Este equipamento é composto de um conversor A/D de 16 bits, e a frequência de amostragem utilizada durante os testes 250 Hz, sendo sua calibração realizada pelo próprio equipamento em relação ao peso corporal.



Figura 5 Plataforma de pressão à esquerda. À direita sistema computadorizado acoplado à plataforma de pressão.  
Fonte: O autor

O trabalho foi desenvolvido no Laboratório de Análise do Movimento Humano, na Clínica Escola de Fisioterapia da UNICENTRO, Guarapuava – Pr.

#### 4.5 Procedimentos

As voluntárias foram solicitadas a permanecer em posição ortostática, sem calçado, em apoio bipodal com os pés afastados na largura do quadril sobre a plataforma de pressão colocada a 1 metro de distância da parede. Foram orientadas a ficarem com os olhos abertos direcionados em um ponto de referência fixado na

parede na altura de seus olhos e a posicionaram-se com os braços relaxados ao longo do corpo, realizando uma pequena abertura na boca para relaxamento da articulação temporomandibular para que a primeira tomada de dados fosse realizada (coleta controle).

Posteriormente, foram solicitadas a posicionarem uma bolsa padronizada, contendo 2, 5 e 10% do peso corporal de cada voluntária, apoiada apenas nas regiões do ombro direito e depois ombro esquerdo para que as outras coletas fossem realizadas, da mesma forma que a coleta controle.

Os dados baropodométricos foram coletados durante 7 segundos, baseada em outros estudos (RODRIGUES; MONTEBELO; TEODORI, 2008; GUIRRO, ALVARES, 2009) e, segundo Duarte e Freitas (2006), um tempo muito longo em tal tarefa pode levar o indivíduo à fadiga e conseqüente a alteração nos resultados. Tarefas envolvendo perturbação a postura não precisam de longo tempo de duração, poucos segundos antes da perturbação e após a perturbação são suficientes para verificar alterações e estabilidade do centro de pressão após a perturbação (DUARTE; FREITAS, 2006).

A seqüência de carga da bolsa foi definida de forma aleatória, para que não ocorresse adaptação a cargas progressivas. Após a coleta com as cargas, as voluntárias foram submetidas a uma coleta calçando um sapato de salto alto padronizado de 7 cm sobre a plataforma. Foi dado um intervalo de repouso de 30s entre as coletas. As variáveis escolhidas para análise foram a distribuição da pressão plantar, velocidade de oscilação e deslocamento radial da oscilação corporal.

#### **4.6 Tratamentos dos dados**

Após a coleta, os dados foram tabulados através do *software Microsoft Excel* e apresentados de forma descritiva.

A análise da distribuição da pressão plantar foi realizada de acordo com a posição da bolsa (lado direito e lado esquerdo) e com o sapato de salto em relação as três regiões do pé: retro-pé (RP), médio-pé (MP), ante-pé (AP) e em toda área plantar em Kg/cm<sup>2</sup> através do *software FootExp* que extrai os dados da *Footwork* e abre numa planilha conforme apresentada abaixo (figura 6) no qual é possível dividir as áreas plantares.



Figura 6 Planilha do software FootExp para extração dos dados de pressões plantares no momento salto.

Fonte: O autor.

Para a avaliação dos dados estabilométricos, foi utilizado um *software FootExp* criado por Leite et al. (2007). O sistema *Footwork* gera um arquivo de texto plano com os valores lidos. Estes valores estão organizados em matrizes. Cada matriz presente no arquivo gerado pelo sistema pode ter 52 linhas e 52 colunas refletindo a pressão exercida em cada um dos 2704 sensores da plataforma naquele momento. O número de matrizes varia de acordo com a frequência de amostragem e o tempo que o paciente permanece sobre a plataforma. O tamanho da matriz pode variar, já que o sistema não envia dados de sensores, que no momento da leitura tem seu valor igual a 0 (zero). O *software FootExp*, interpreta o arquivo gerado pelo *Footwork* e extrai as informações do paciente e os valores lidos pelos sensores. No caso do *Footchecker* o arquivo gerado é salvo no formato Microsoft Excel e posteriormente é inserido no *software FootExp*. Com os dados inseridos no sistema, então são realizados os cálculos das variáveis para a análise da estabilometria. As variáveis calculadas pelo *software FootExp* são P e Rd, sendo P a velocidade média do deslocamento do centro de pressão dado em mm/s, durante o período de tempo da coleta, e Rd o deslocamento radial do centro de pressão do corpo do paciente dado em mm (ROSE et al., 2002), conforme descrito abaixo:

#### Velocidade de oscilação corporal em mm/s (p)

É a distância média percorrida por segundo durante o período de tempo da coleta de dados, onde  $f$  é a frequência de amostragem ( $N/T$ ), sendo  $N$  o número de pontos registrados e  $T$  o tempo de coleta,  $x_i$  e  $y_i$  são referentes às coordenadas do centro de pressão a cada instante nas direções médio-lateral e ântero-posterior, respectivamente, no índice de amostra  $i$ , com estes parâmetros a velocidade foi calculada usando a seguinte relação:

$$P = \frac{f}{(N-1)} \sum_{i=1}^{N-1} \sqrt{\{(x_{i+1} - x_i)^2 + (y_{i+1} - y_i)^2\}}$$

#### Deslocamento radial da oscilação corporal em mm (Rd)

A fórmula abaixo demonstra o cálculo do deslocamento radial das oscilações do centro de pressão corporal.

$$Rd = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \sqrt{\{(x_i - x_c)^2 + (y_i - y_c)^2\}}$$

Onde:

$$x_c = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i) \qquad y_c = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (y_i)$$

Podemos considerar  $x_c$  e  $y_c$  como as coordenadas do centróide e  $x_i$  e  $y_i$  como os deslocamentos em torno desse ponto. Os cálculos são realizados com valores lidos do arquivo gerado pelo Footwork e Footchecker com até 7 casas decimais, caso sejam lidos números com maior precisão estes são arredondados pelo sistema, seguindo as regras matemática (LEITE et al., 2007).

Após a extração dos dados, foi realizado o cálculo das médias e desvio padrão dos dados baropodométricos e estabilométricos através do *software Microsoft Excel* e a análise inferencial de significância estatística por meio de teste *t-Student* pareado entre os momentos utilizando o *software Microcal Origin 7.0*, considerando o índice de significância de  $p < 0,05$ .

## 5 RESULTADOS

Nos dados coletados através da ficha de avaliação sobre hábitos posturais, foi verificado que a média de dias de uso de salto alto foi de 1,6 ( $\pm 0,77$ ) dias da semana, durante um período médio de 3,63 ( $\pm 1,47$ ) horas por semana e uma média altura de salto de 7,5 ( $\pm 2,78$ ) cm.

O tipo de salto usado foi 32,14% para o plataforma, 32,14% agulha e 35,72% os dois tipos. Quanto a presença de dores com uso de salto alto, 75% relataram dores nos pés, distribuídas em 80,96% na região de ante-pé, 9,52% na região de ante-pé e panturrilha e 9,52% nos joelhos.

A distribuição da pressão plantar das avaliadas no momento salto, apresentou diferença significativa de descarga de peso na região de ante-pé, seguida por retro-pé e médio-pé para ambos os pés em relação ao momento controle (descalças) conforme descrito na tabela 1 e figura 6.

As variações de velocidade de deslocamento de oscilação corporal e do deslocamento radial da oscilação corporal das voluntárias foram significativamente menores no momento salto (tabela 2 e figura 7).

Tabela 1 - Valores médios e desvios padrão da distribuição da pressão plantar nos momentos controle e salto e valores de significância estatística.

	Controle (Descalças)		Salto	
	Médias (Kgf/cm <sup>2</sup> )	%	Média (Kgf/cm <sup>2</sup> )	%
AP E	253,63 ± 79,32	46,50	362,76 ± 133,19*	42,87
MP E	60,17 ± 30,65	11,03	180,68 ± 176,85***	21,35
RP E	231,66 ± 64,31	42,47	302,78 ± 131,10***	35,78
Total	545,45	100	846,21	100
AP D	249,14 ± 81,08	48,63	362,04 ± 187,40***	40,77
MP D	57,53 ± 23,47	11,23	209,87 ± 229,57***	23,63
RP D	205,68 ± 64,83	40,15	316,10 ± 173,95***	35,60
Total	512,34	100	888,01	100

AP: ante-pé; MP: médio-pé; RP: retro-pé; E: pé esquerdo; D: pé direito.  
 \*estatisticamente diferente do controle (p<0,05), \*\* (p<0,01), \*\*\*(p<0,001).

Tabela 2 - Valores médios e desvios padrão das variáveis estabilométricas (velocidade de oscilação corporal e deslocamento radial da oscilação corporal) nos momentos controle e salto e valores de significância estatística.

	Velocidade de Oscilação (mm/s)			Deslocamento radial (mm)		
	P corpo	PD	PE	Rd corpo	Rd D	Rd E
<b>Controle</b>	15,97 (±2,35)	10,70 (±2,03)	11,55 (±1,93)	1,71 (±0,22)	1,16 (±0,15)	1,02 (±0,15)
<b>Salto</b>	16,09 (±2,67)	7,43 (±3,56)***	7,06 (±2,51)***	1,43 (±0,21)***	0,95 (±0,29)***	0,74 (±0,23)***

P: velocidade de oscilação corporal; D: pé direito; E: pé esquerdo, Rd: deslocamento radial da oscilação corporal.  
 \*estatisticamente diferente do controle (p<0,05), \*\* (p<0,01), \*\*\*(p<0,001).

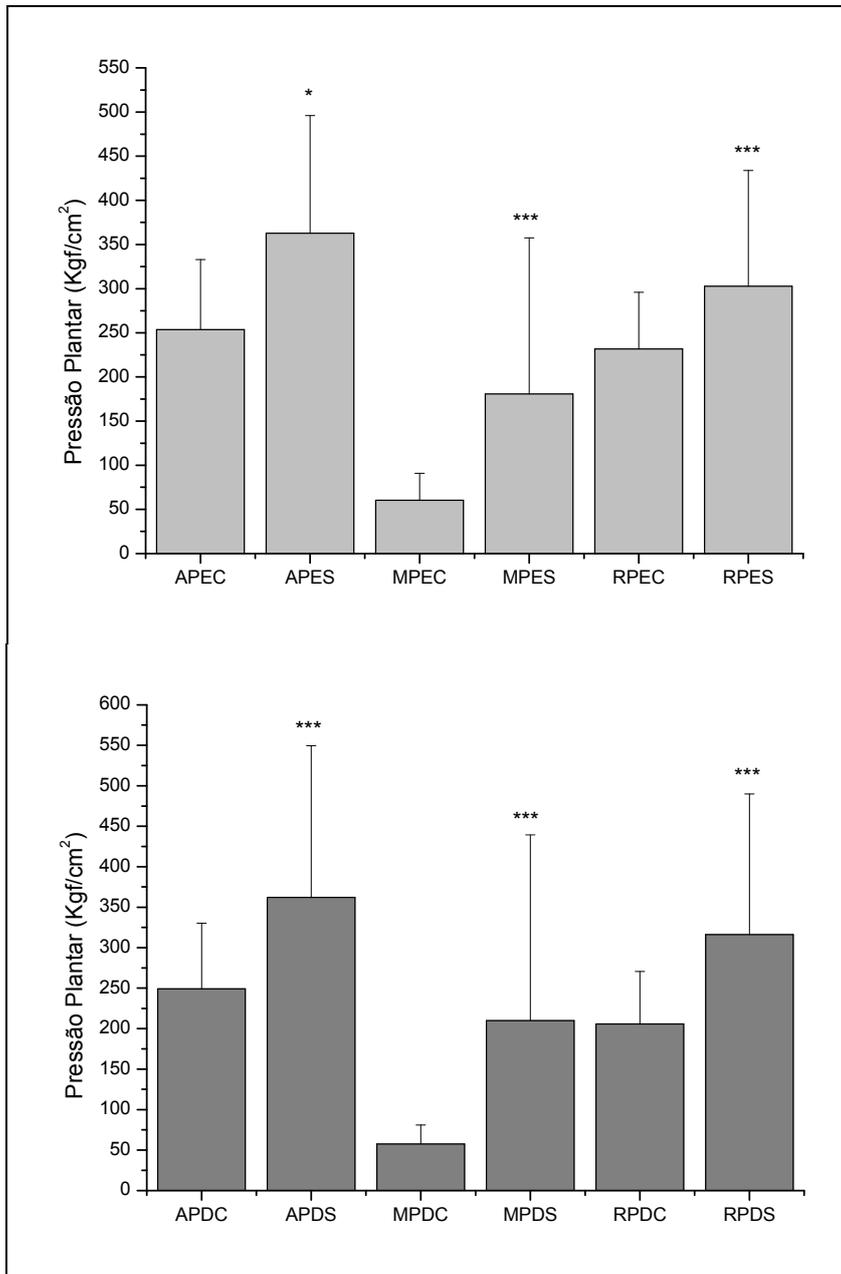


Figura 7: Valores médios e desvios padrão da distribuição da pressão plantar nos momentos controle (C) e salto (S). AP: ante-pé; MP: médio-pé; RP: retro-pé; E: pé esquerdo; D: pé direito. \*estatisticamente diferente do controle ( $p < 0,05$ ), \*\* ( $p < 0,01$ ), \*\*\* ( $p < 0,001$ ).

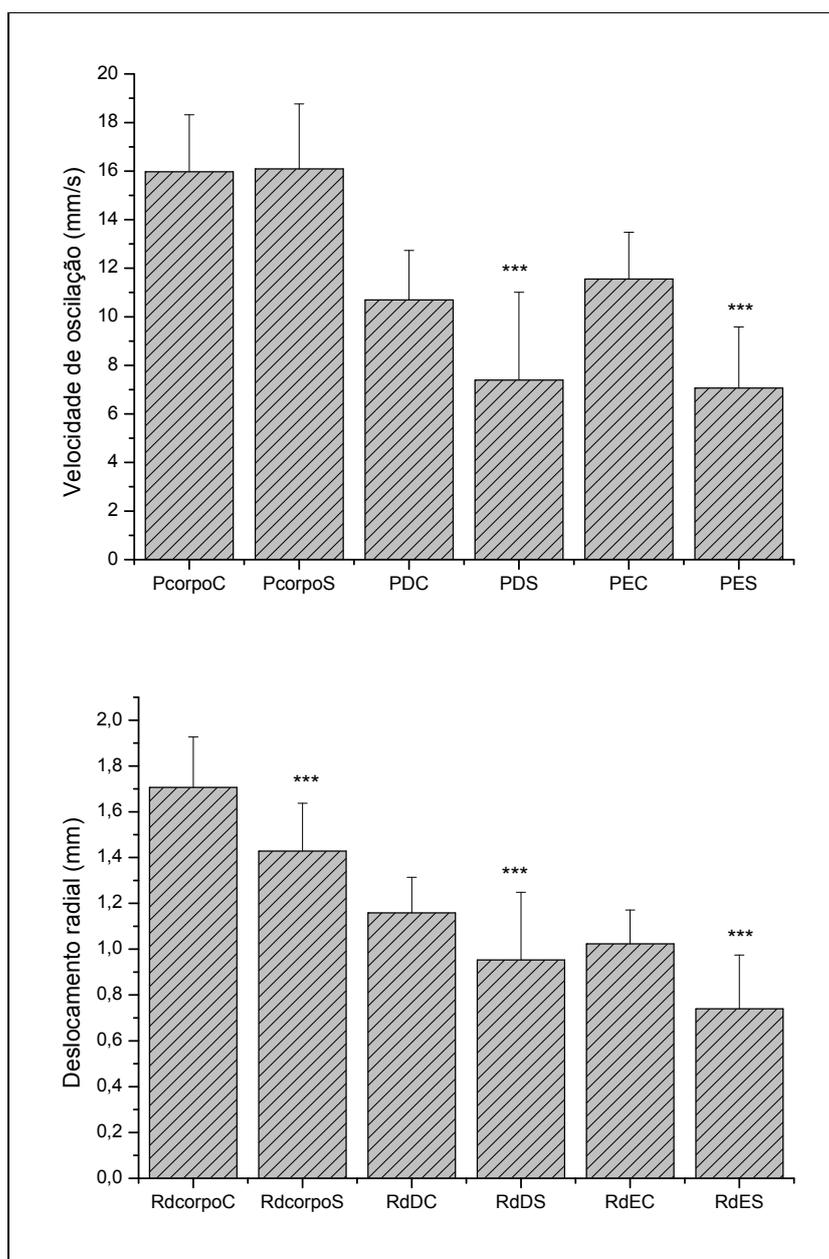


Figura 8: Valores médios e desvios padrão dos dados estabilométricos nos momentos controle (C) e salto (S). P: velocidade de oscilação corporal; D: pé direito; E: pé esquerdo, Rd: deslocamento radial da oscilação corporal.

\*estatisticamente diferente do controle ( $p < 0,05$ ), \*\* ( $p < 0,01$ ), \*\*\*( $p < 0,001$ )

Em relação ao uso da bolsa, a média de dias da semana foi de 5,96 ( $\pm 0,81$ ) dias durante uma média de tempo diária de 2,05 ( $\pm 1,12$ ) horas, nos quais 90%

utilizava o modelo de alça lateral (ombro) e 10% do tipo transversal, com 76,66% com preferência o lado direito do ombro e 23,34% no lado esquerdo. A média de peso das bolsas das voluntárias foi de 2,9 ( $\pm 1,09$ ) kg que correspondeu justamente com a média de peso corporal de 5% das voluntárias.

Os valores médios e desvios padrão da distribuição da pressão plantar das avaliadas com utilização de bolsa com 2%, 5% e 10% do peso corporal no ombro direito estão apresentados na tabela 3, apresentando diferença significativa em retro-pé direito para cargas de 5% e 10% do peso corporal (Figura 8).

Tabela 3 - Valores médios e desvios padrão da distribuição da pressão plantar nos momentos controle e com bolsa de 2%, 5% e 10% do peso corporal no ombro direito.

	Controle		2%		5%		10%	
	Médias (Kgf/cm <sup>2</sup> )	%						
<b>AP E</b>	253,63 (±79,32)	46,50	255,47 (±96,83)	45,26	233,96 (±57,56)	44,60	230,52 (±79,55)	45,84
<b>MP E</b>	60,17 (±30,65)	11,03	58,28 (±41,39)	10,32	55,97 (±39,83)	10,67	49,28 (±34,88)	9,80
<b>RP E</b>	231,66 (±64,31)	42,47	250,79 (±86,25)*	44,42	234,61 (±80,67)	44,73	223,05 (±112,73)	44,36
<b>Total</b>	545,45	100	564,56	100	524,53	100	502,85	100
<b>AP D</b>	249,14 (±81,08)	48,63	236,50 (±73,31)	44,16	250,23 (±71,03)	43,76	258,31 (±75,13)	41,37
<b>MP D</b>	57,53 (±23,47)	11,23	71,37 (±58,62)	13,32	62,47 (±29,43)	10,92	65,27 (±31,21)	10,45
<b>RP D</b>	205,68 (±64,83)	40,15	227,75 (±85,62)	42,52	259,09 (±82,59)***††	45,31	300,80 (±117,54)***††∞∞	48,18
<b>Total</b>	512,34	100	535,62	100	571,79	100	624,39	100

AP: ante-pé; MP: médio-pé; RP: retro-pé; E: pé esquerdo; D: pé direito.

\*estatisticamente diferente do controle (p<0,05), \*\* (p<0,01), \*\*\* (p<0,001), † estatisticamente diferente de 2% (p<0,05), †† (p<0,01), ††† (p<0,001).

∞ estatisticamente diferente de 5% (p<0,05), ∞∞ (p<0,01), ∞∞∞ (p<0,001).

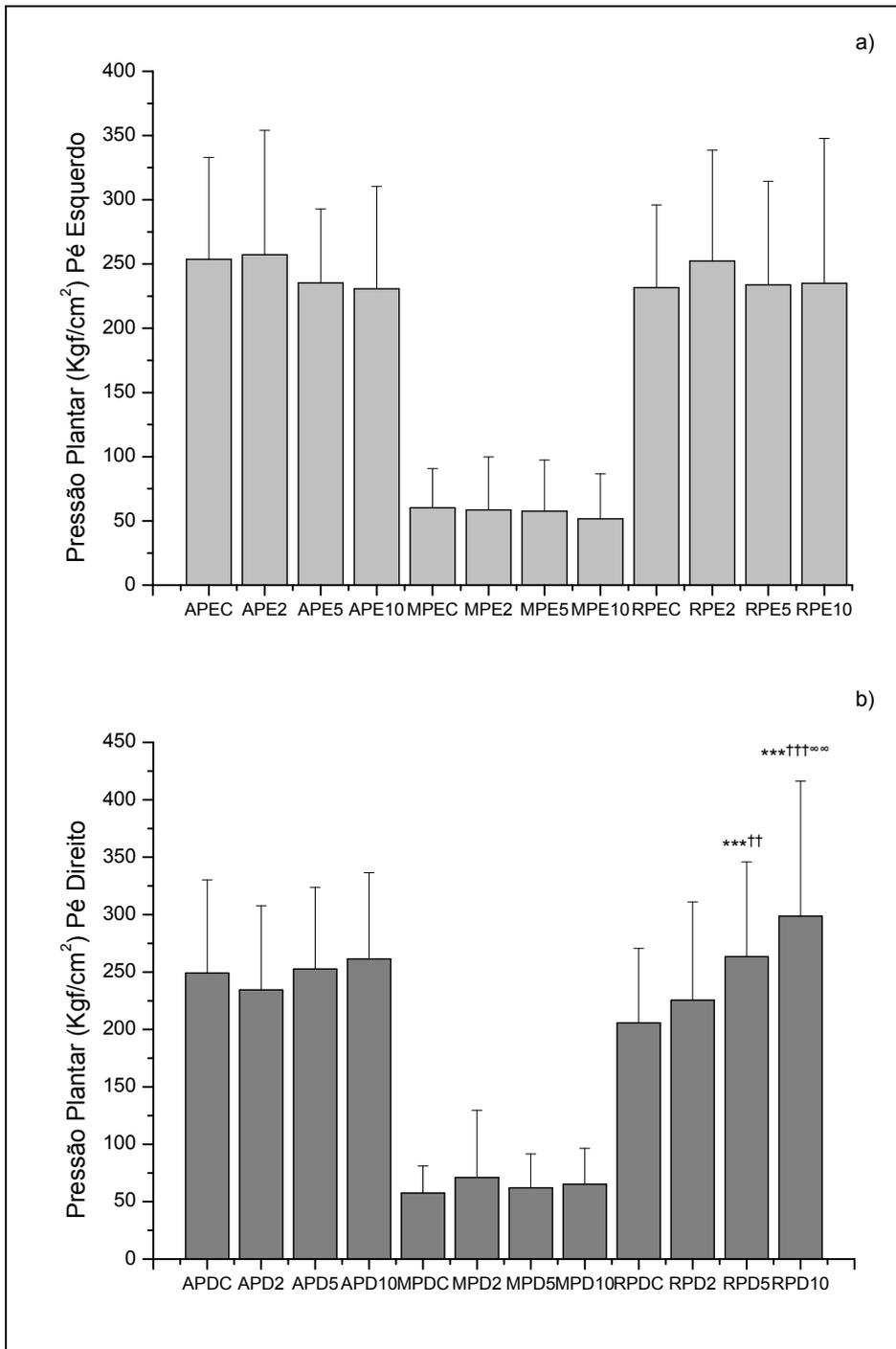


Figura 9 Valores médios e desvios padrão da distribuição da pressão plantar do pé esquerdo (a) e direito (b) com bolsa de 2%, 5% e 10% do peso corporal no ombro direito. AP: ante-pé; MP: médio-pé; RP: retro-pé; E: pé esquerdo; D: pé direito. C: controle  
 \*estatisticamente diferente do controle ( $p < 0,05$ ), \*\*( $p < 0,01$ ), \*\*\*( $p < 0,001$ ),  
 †estatisticamente diferente de 2% ( $p < 0,05$ ), ††( $p < 0,01$ ), †††( $p < 0,001$ ),  
 ∞estatisticamente diferente de 5% ( $p < 0,05$ ), ∞∞( $p < 0,01$ ), ∞∞∞( $p < 0,001$ ).

A tabela 4 apresenta os valores médios e desvios padrão da distribuição plantar com a utilização de bolsa com 2%, 5% e 10% do peso corporal no ombro esquerdo. Houve diferença estatística na distribuição da pressão plantar no ante-pé esquerdo 10%, retro-pés esquerdos com cargas de 5 e 10% e nos ante-pés direitos com 5% e 10% (Figura 9).

Tabela 4 - Valores médios e desvios padrão da distribuição da pressão plantar nos momentos controle e com bolsa de 2%, 5% e 10% do peso corporal no ombro esquerdo.

	Controle		2%		5%		10%	
	Médias (Kgf/cm <sup>2</sup> )	%						
<b>AP E</b>	253,63 (±79,32)	46,50	262,09 (±81,63)	46,23	275,68 (±76,93)	45,31	301,84 (±102,69)**††	42,49
<b>MP E</b>	60,17 (±30,65)	11,03	53,59 (±28,11)	9,45	54,02 (±30,70)	8,87	63,40 (±53,79)	8,92
<b>RP E</b>	231,66 (±64,31)	42,47	251,27 (±136,71)	44,32	278,80 (±127,78)**††	45,82	345,15 (±155,42)***†††∞∞∞	48,59
<b>Total</b>	545,45	100	566,96	100	608,49	100	710,4023	100
<b>AP D</b>	249,14 (±81,08)	48,63	231,24 (±75,79)	47,15	220,03 (±67,28)**	46,84	222,70 (±71,16)**	45,95
<b>MP D</b>	57,53 (±23,47)	11,23	54,70 (±26,59)	11,15	54,75 (±23,45)	11,66	52,73 (±27,15)	10,88
<b>RP D</b>	205,68 (±64,83)	40,15	204,49 (±64,23)	41,70	194,93 (±52,28)	41,50	209,20 (±65,90)	43,17
<b>Total</b>	512,34	100	490,43	100	469,7237	100	484,6454	100

AP: ante-pé; MP: médio-pé; RP: retro-pé; E: pé esquerdo; D: pé direito.

\*estatisticamente diferente do controle (p<0,05), \*\* (p<0,01), \*\*\* (p<0,001), † estatisticamente diferente de 2% (p<0,05), †† (p<0,01), ††† (p<0,001), ∞ estatisticamente diferente de 5% (p<0,05), ∞∞ (p<0,01), ∞∞∞ (p<0,001).

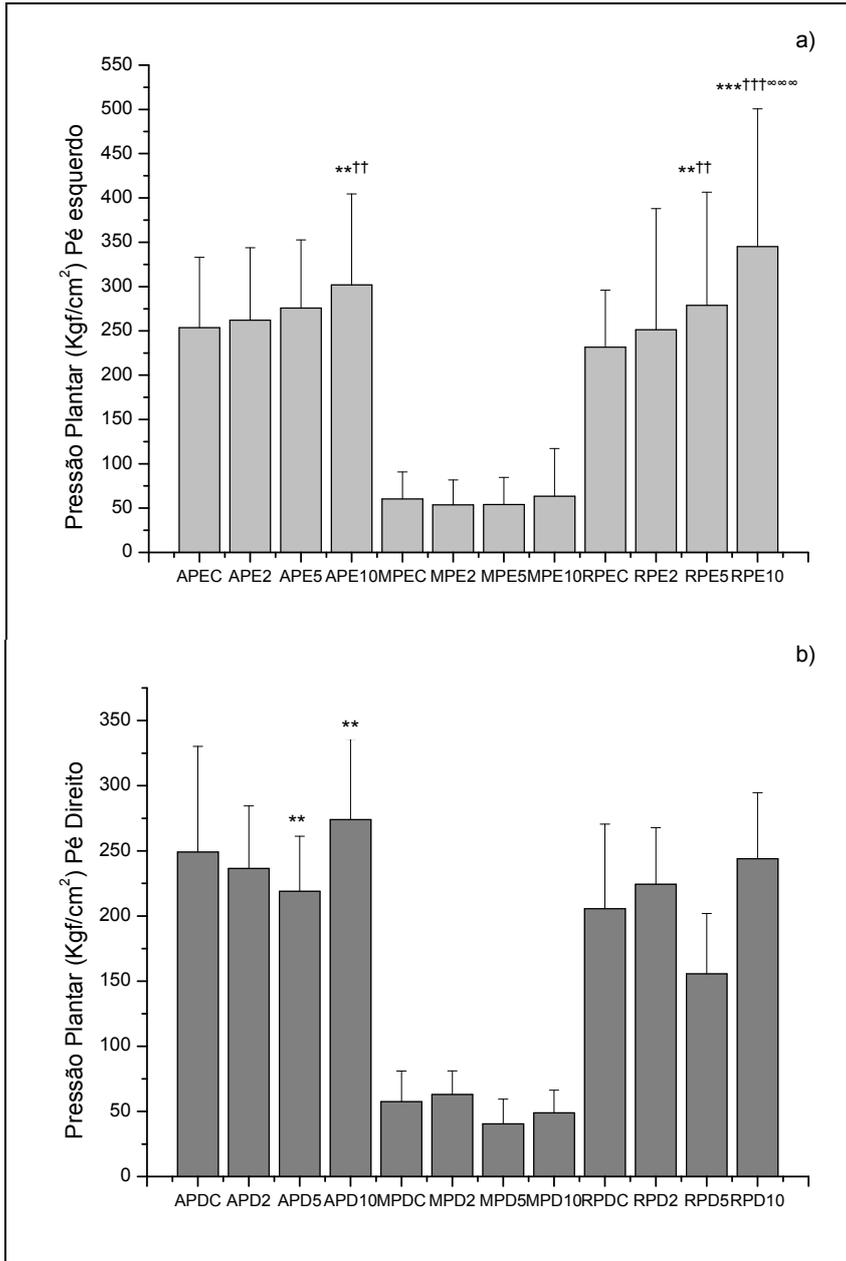


Figura 10 Valores médios e desvios padrão da distribuição da pressão plantar do pé esquerdo (a) e direito (b) com bolsa de 2%, 5% e 10% do peso corporal no ombro esquerdo. AP: ante-pé; MP: médio-pé; RP: retro-pé; E: pé esquerdo; D: pé direito. C: controle.  
 \*estatisticamente diferente do controle ( $p < 0,05$ ), \*\*( $p < 0,01$ ), \*\*\*( $p < 0,001$ ).  
 †estatisticamente diferente de 2% ( $p < 0,05$ ), ††( $p < 0,01$ ), †††( $p < 0,001$ ).  
 ∞estatisticamente diferente de 5% ( $p < 0,05$ ), ∞∞( $p < 0,01$ ), ∞∞∞( $p < 0,001$ ).

## 6 DISCUSSÃO

Em relação aos dados coletados através da ficha de avaliação sobre hábitos posturais, a média de altura de salto relatada pelas voluntárias foi de 7,5 ( $\pm 2,78$ ) cm, o que fundamentou justamente a escolha da altura do salto utilizado na coleta dos dados por ser o mais próximo da realidade feminina. Fatores como a altura e o design do salto, segundo Christensen *et al.* (1999), devem ser considerados pois estão diretamente relacionados com a intensidade e a apresentação das alterações posturais proporcionadas pelo seu uso.

O desequilíbrio do alinhamento postural, gerado pela elevação do retro-pé no uso do salto, está associado a uma série de agravos músculo-esqueléticos agudos e crônicos e essas alterações são observadas a partir de saltos de 5,12 cm (SANTOS, *et al.*, 2008), ou seja, uma altura menor que a relatada pelas voluntárias já podem ser suficientes para ocasionar problemas.

A influência do modelo do salto também deve ser apontada, pois o design de saltos com menor área de base pode potencializar as manifestações lesivas do salto alto (BECIROVIC, 1989), como o tipo salto fino utilizado em nosso estudo. As dimensões da base influenciam no deslocamento do centro de gravidade, na distribuição da pressão plantar, na estabilidade do tornozelo e no posicionamento das articulações dos membros inferiores durante a marcha e na posição ortostática (XU *et al.*, 1999).

Sacco *et al.* (2007) analisaram os tipos de salto, e afirmaram que o solado grosso (plataforma) diminui a propriocepção e conseqüentemente a estabilidade, o que provocaria maior sobrecarga ao sistema osteomioarticular, a fim de gerar aumento de estabilidade. Além disso, este tipo de salto gera uma maior dificuldade do centro de gravidade se manter dentro da base de sustentação, levando a necessidade de um maior controle postural da usuária. Isso contradiz o censo leigo de que o salto fino é potencialmente o mais lesivo (SANTOS, *et al.*, 2008).

Nos resultados do presente estudo, o tipo de salto usado pelas voluntárias foi de 32,14% plataforma, 32,14% agulha e 35,72% os dois tipos. Verifica-se que ambos os tipos trazem prejuízos para a saúde postural do corpo, porém poucos estudos têm analisado comparativamente os modelos dos calçados com as alterações biomecânicas encontradas, não sendo possível fazer inferências causais entre essas duas variáveis (KERRIGAN *et al.*, 1998).

Conforme apresentado na tabela 1, figura 5, a distribuição de pressão plantar das avaliadas com calçado de salto alto apresentou aumento na descarga de peso nas três regiões avaliadas de ambos os pés. Pode-se verificar que as cargas anteriores que deveriam ser de no máximo de 40% da descarga total, com a utilização de salto de 7 cm passaram para 64,22% do pé esquerdo e 64,4% para o pé direito. Esses dados são diferentemente dos apontados segundo Kapandji (2000) e Nordin e Frankel (2003), dos quais descrevem que deve ser de 60% de descarga no retro-pé (calcâneo), 8% no médio-pé e 32% no ante-pé (principalmente cabeça do quinto e primeiro metatarso), ou seja, com o centro de gravidade levemente posteriorizado (SNOW; WILLIAMS, 1992). Essas alterações poderiam ser investigadas ao longo do tempo para verificar se estão relacionados ao aparecimento de distúrbios osteomioarticulares como hálux valgo e osteoartrite.

Esse aumento foi esperado, como o já relatado por Soames (1997), no qual afirma que a pressão plantar no ante-pé torna-se mais acentuada em maiores níveis de salto alto, porém não foram alcançados as mesmas porcentagens previstas pelo autor de 50%, 57%, 75% e 90%, para saltos de dois, quatro, sete e dez centímetros. Podemos verificar que quanto maior a altura do salto, maior é a sobrecarga para a estrutura musculoesquelética corporal compensar.

Segundo Mandato e Nester (1999), cerca de 90% da sobrecarga anterior recai sobre a cabeça dos três primeiros metatarsos. Na fase de propulsão da marcha com salto, a primeira articulação metatarsofalangeana sofre uma pronação excessiva e esse mecanismo potencializa o acometimento do hálux valgo (HWANG et al., 2005).

Ainda relacionando o uso de salto às alterações osteomioarticulares e posturais, esse aumento da descarga anterior pode explicar os resultados obtidos quanto à presença de dores com o uso de salto, nos quais 75% relataram dores nos pés, com 80,96% localizada na região de ante-pé e médio-pé, justamente onde houve a maior porcentagem de descarga de peso.

O salto gera menor área de contato, aumentando assim a pressão plantar nos pontos de contato, conforme o descrito pelas Leis da Física:  $P = F / A$  (P: pressão, F: força, A: área), onde uma diminuição da área com uma força constante, leva ao aumento da pressão, pois são grandezas inversamente proporcionais. Esse aumento da pressão, principalmente observado na região de ante-pé, coincidem com as queixas apresentadas pelas voluntárias.

A grande incidência dolorosa encontrada em nosso estudo, são de acordo com Otacílio et al. (2007), que realizaram um estudo para identificar a frequência e o desconforto do uso do calçado de salto alto. Foi constatado que uso do calçado de salto alto causa dores nos pés tanto em mulheres que usam o calçado raramente quanto mulheres que usam mais de 3 vezes durante a semana e que a maioria das mulheres declarou dores na região do ante-pé independente da frequência de uso, justamente os achados encontrados em nosso estudo de dores nesta região, mesmo com a média de uso menor que 2 vezes por semana, provavelmente explicado pela maior porcentagem de descarga de peso na região de ante-pé com o uso de salto.

Yung-Hui e Wei-Hsien (2005) afirmam que os calçados de saltos altos deslocam o centro de massa do corpo anteriormente, e por sua vez, causa um aumento na sobrecarga no ante-pé e mudanças nos picos de pressões da cabeça dos 3º, 4º e 5º metatarso para o 1º e 2º metatarso. Em adição às mudanças nos picos de pressão, a força gerada no contato inicial com o solo durante a marcha com o salto alto, é transmitida para o esqueleto como uma onda de choque que parece causar danos aos tecidos moles, resultando em queixa de dores nas pernas, pés e na coluna e, eventualmente podendo levar a desordem articular degenerativa.

Segundo Cardoso (2000), as dores causadas por sapatos com salto alto são os primeiros sinais de que problemas mais evidentes irão surgir e o seu uso diário pode promover o aumento da pressão na região anterior dos pés e a redução da participação da região calcânea na sustentação do corpo, fazendo que os músculos envolvidos, como o tríceps sural, passem a ser pouco exigidos, causando encurtamento em seu comprimento e ainda associando posturas errôneas como o desequilíbrio corporal. Além dessas alterações, o uso desses sapatos por períodos prolongados pode gerar abdome protruso, quebra do alinhamento corporal e hiperlordose lombar. Dessa forma, pode-se observar nos resultados do estudo proposto, um aumento significativo da pressão nas regiões de ante-pé, sugerindo o aparecimento dessas alterações.

Outros autores também têm investigado as mudanças na descarga de peso com a utilização de salto alto, sendo de acordo a respeito da anteriorização provocada pelo uso do mesmo, como por exemplo no estudo realizado por Yung-Hui e Wei-Hsien (2005), com objetivo de determinar se o aumento do salto e o uso de vários tipos de palmilhas de calçados resultariam em mudanças na distribuição de pressão em pé, força de impacto e percepção de conforto durante a marcha. Foi

observado um aumento da força de impacto, na pressão medial do ante-pé e da percepção de desconforto, corroborando com os resultados do nosso estudo no qual as voluntárias se queixaram principalmente de dores nesta região quando usam salto alto. Com a colocação de palmilhas no estudo dos autores citados, foi percebida uma redução da pressão no calcanhar, na força de impacto e, no arco de suporte, uma redução da pressão medial do ante-pé além da melhora na sensação de conforto. Mulheres que utilizam salto diariamente, poderiam ser orientadas a utilizar este tipo de órtese (palmilhas) para o alívio do desconforto.

Snow e Williams (1994) realizaram um estudo sobre a utilização de calçado de salto alto (1,91 cm, 3,81 cm e 7,62 cm) e foi encontrado, na posição estática, um aumento sistemático da carga no ante-pé com um aumento em altura de salto do calçado, corroborando com os achados em nosso estudo, já que também utilizamos o salto com 7 cm. Também Brino; Avila e Souza (2003), realizaram um estudo verificando que há uma influência do uso dos calçados com salto positivo maior que 5 cm nas variáveis cinéticas da base de sustentação. Os resultados deste estudo sugerem que exista uma relação entre a aplicação de um maior percentual da força peso no ante-pé especialmente com saltos de 5, 6 e 9 cm.

Eisenhardt et al. (1996), realizaram estudo com o objetivo identificar as mudanças temporais da marcha e a pressão plantar devido à variação da altura dos saltos. O estudo foi realizado com 30 mulheres com 4 tipos de calçados (alturas de salto de 1,75cm, 3,12cm, 5,72cm, 8,74cm). O interessante foi que eles encontraram uma relação inversa entre pressão da cabeça do quinto metatarso e altura de salto do calçado, ou seja, na condição descalça os pés sustentam maior pressão na cabeça do quinto metatarso do que os pés em calçados de qualquer altura de salto.

Pinho (2005) investigou a aplicação da força peso relativo ao peso corporal em retro-pé através da componente vertical da força de reação do solo e a distribuição de pressão plantar nas regiões do retro-pé e ante-pé, na posição estática, em apoio bipodal, através do uso de calçados de salto e simuladores de altura e de ângulo de apoio do calcâneo. Seus resultados foram similares tanto em situações real e simulada, além de um padrão não linear de diminuição da força vertical em retro-pé e da pressão plantar nesta mesma região à medida que a altura do apoio no calcâneo aumenta, ou seja, como em nosso estudo, que houve uma menor porcentagem de descarga de pressão plantar na região de retro-pé.

Speksnijder *et al.* (2005) também observaram as pressões plantares em sete regiões do pé de 10 mulheres enquanto utilizavam calçados de salto alto (alturas de  $5.91 \pm 1.03$  cm) e calçados de salto baixo (alturas de  $1.95 \pm 1.06$  cm), sendo observado que a caminhada com calçados de salto alto causaram um aumento no pico de pressão em 30% no centro do ante-pé (nos metatarsos 2-4) comparado com saltos baixos, e na região medial do ante-pé houve um aumento de 34%. De qualquer forma este estudo também demonstra o aumento da descarga anterior como o apresentado em nosso estudo.

Em relação aos dados estabilométricos, com a utilização do salto foi encontrada uma diminuição significativa da velocidade de oscilação para os baricentros dos pés direito e esquerdo e um menor deslocamento radial. Sacco *et al.* (2003) analisaram um sujeito em bipedestação com o uso de salto com altura de 10 cm, com o objetivo de observar suas compensações posturais e as mudanças do seu centro de gravidade. Os autores constataram que houve um deslocamento do centro de gravidade com o objetivo de criar uma maior estabilidade. A tendência à hiperextensão da articulação do joelho e da coluna lombar com o uso do salto alto foram outros dados encontrados nos resultados.

O ajuste postural ocorre para deslocar o centro de gravidade posteriormente e, ainda, estabilizar estas articulações para compensar a instabilidade do tornozelo que se encontra em flexão plantar. A posição mantida durante o uso do salto alto, é a de menor estabilidade da articulação do tornozelo, prejudicando também o equilíbrio ântero-posterior, pois o peso corporal é sustentado todo pelo ante-pé, gerando uma distribuição irregular de pressão sobre o pé de forma que as cabeças metatarsianas são sobrecarregadas (SANTOS, 2006). Isso pode explicar os resultados significantes em relação à menor velocidade de oscilação e ao menor deslocamento radial encontrada durante o uso de salto, pois o salto pode influenciar na velocidade de ajuste postural tornando-a mais lenta, além da menor superfície de contato com o chão.

Segundo Detsch *et al.* (2007), atitudes como procurar usar saltos menores nos calçados femininos, diminuir peso de bolsas e mochilas; bem como se manter sentado adequadamente são condições necessárias para se manter a saúde postural e prevenir dores e alterações osteomioarticulares.

Devido ao fato das mulheres associarem o uso de salto alto, ao uso de bolsas, este estudo procurou também investigar as repercussões na postura com a

utilização da bolsa em mulheres. Isto se tornou fator de interesse, pois alguns autores sugerem que cargas até 10% da massa corporal possivelmente não ofereçam risco a saúde, mas afirmam que outras pesquisas precisam ser realizadas para abranger todas as variáveis envolvidas (DE VITTA; MADRIGAL; SALES, 2003; GRIMMER et al., 2002; NEGRINI; CARABALONA; SIBILA, 1999).

Negrini e Carabalona (2002) sugerem o limite máximo de até 15% da massa corporal. Apesar disso, tais informações também não são baseadas em dados científicos. Brackley e Stevenson (2004) também apontam uma discussão sobre o limite de carga nas bolsas entre 10 e 15% da massa corporal e que não existe a determinação de um valor específico que não ofereça risco às estruturas musculoesqueléticas e que tenha sido cientificamente justificado.

Através do nosso trabalho foi possível observar os hábitos relacionados ao uso da bolsa em mulheres, em que 90% utilizavam o modelo de alça lateral (em um só ombro) e 10% do tipo transversal. Esses resultados foram maiores em relação ao estudo realizado por Detsch et al. (2007) que obteve prevalência de 44,3% de preferência pelo uso de bolsa de alça lateral entre as participantes do estudo. Além disso, estes autores verificaram que 67,7% delas apresentavam alterações posturais laterais, e em se tratando de uma faixa etária jovem (14 a 18 anos), esses problemas podem se agravar com o avanço da idade, uma vez que a tendência é a continuidade no uso por esse tipo de bolsa.

Em relação ao peso da bolsa, foi possível verificar que a média do peso das bolsas das voluntárias foi justamente o correspondente a 5% do peso corporal das mesmas. Através dos resultados deste trabalho, foi possível observar alterações nas distribuições das pressões plantares, com aumento da descarga total para o lado da bolsa, sendo que para ambos os casos (bolsa do lado direito e bolsa do lado esquerdo) houve um aumento significativo na região de retro-pés dos pés homolaterais às cargas de 5% e 10% de peso corporal. Para pesos correspondentes a 2%, não houve alterações estatísticas em relação ao controle. Pode-se verificar uma posteriorização do centro de gravidade a partir de cargas laterais, com aumento da descarga total para o lado em que se encontra a carga.

Nossos resultados foram diferentemente apresentados no estudo proposto por Rodrigues, Montebelo e Teodori (2008), nos quais investigaram a influência da carga e posicionamento do material escolar sobre a distribuição da pressão plantar em estudantes através de um sistema de baropodometria computadorizada com

cargas (mochila) de 5, 10 e 15% da massa corporal, posicionada nas regiões anterior e posterior do tronco, ombro direito e esquerdo. Pelos resultados foi verificado que com carga de 10% no ombro esquerdo, a distribuição de pressão plantar foi maior à direita, diferentemente do apresentado em nosso estudo, no qual o aumento a distribuição da pressão plantar o lado da carga. Essa diferença pode ser explicada devido aos diferentes modelos de bolsas utilizadas, já que as bolsas femininas de uso lateral ficam pendentes ao lado do corpo, enquanto que nas mochilas escolares, mesmo o uso unilateral, ficam posicionadas posteriormente e próximas ao eixo sagital do corpo. Outro fator a ser considerado, seria a altura da bolsa, onde em nosso estudo a bolsa posicionou-se próxima a altura da crista ilíaca, enquanto que as mochilas tendem a ser posicionadas mais altas. Porém estudos direcionados a esta discussão devem ser realizados.

Em um estudo realizado por Peneireiro, Amadio e Serrão (2005) com objetivo de investigar a força vertical sobre vários modelos de mochilas utilizadas por carteiros, foi encontrado como resultado a menor magnitude de força nas mochilas com duas bolsas laterais, evidenciando melhor distribuição de massa. Pode-se verificar em nosso estudo que cargas de 5% do peso corporal posicionadas lateralmente ao corpo (ombro), já são capazes de alterar significativamente a distribuição da pressão plantar em mulheres, dessa forma para o caso de uso prolongado da mesma, o design de bolsas bilaterais poderiam ser propostos.

Para Winter (1995), uma postura estática e em equilíbrio é mais fácil para ser controlada quando centro de massa do corpo é mantida diretamente sobre a base de apoio. Segundo Garciaguirre, Adolph e Shrout (2007), para o transporte de cargas, estratégias são necessárias e são dependentes do tamanho da carga e se está distribuída assimetricamente ou simetricamente sobre o corpo, pois esses fatores influenciam no posicionamento do centro de massa.

A resposta de adaptação mais comum para uma carga pesada assimétrica (maior que 15% de peso corporal) é postural: durante a marcha, o corpo tende a se direcionar para o lado oposto ao da carga, promovendo um adorno do tronco para frente para compensar cargas presentes posteriormente (costas) e para os lados para compensar as cargas sobre o ombro oposto. Essas compensações posturais são normalmente imediatas e calibrados de acordo com o tamanho da carga, ou seja, cargas mais pesadas resultam em maiores ângulos de inclinação do tronco (GARCIAGUIRRE; ADOLPH; SHROUT,2007).

Pelos resultados de nosso trabalho, houve uma maior descarga de peso para o lado da carga, sendo que isso aparece para 5% e 10% do peso corporal, ou seja, cargas menores que as previstas nos estudos (10%) podem alterar a distribuição da pressão plantar, podendo ser acompanhadas de compensações posturais e modificações do passo, levando a alteração do ciclo da marcha.

Para cargas simétricas, as compensações posturais não ocorrem, pois com as cargas distribuídas uniformemente pela frente e verso do corpo, entre os dois ombros ou a bordo da cabeça, o indivíduo matem seu tronco na mesma angulação, em média, em condições descarregadas (LLOYD; COOKIES, 2000). O indivíduo pode ainda diminuir a oscilação de corpo, mantendo as costas eretas mais rigidamente para minimizar o risco de ser retirado de seu ponto de equilíbrio pelo peso adicional (Li; HONG; ROBINSON, 2003).

Essas alterações na postura também foram verificadas em um estudo experimental proposto por Grimmer *et al* (2002), no qual afirma que mochilas com cargas produzem alterações na postura quando comparado com a posição descarregada. Com o objetivo de descrever o efeito de diferentes cargas (3, 5 ou 10%) e de posições da mochila escolar (mochila centrada no nível da sétima vértebra torácica - T7, décima segunda vértebra torácica - T12 ou da terceira vértebra lombar - L3) sobre a postura de adolescentes no plano sagital através de análise de pontos anatômicos. Foi encontrado que a idade e sexo não foram fatores significativos quando comparada a resposta postural em relação ao posicionamento e carga das mochilas, porém as mochilas posicionadas em T7 produziram maior deslocamento (horizontal) para frente e houve maior deslocamento anterior pelo aumento linear de carga. Através deste estudo, os autores confirmaram que mochilas escolares devem ser posicionadas na altura da cintura e que não se pode afirmar que cargas de 10% do peso corporal possam ser limítrofes para proteger a coluna de danos posturais. Em nosso trabalho houve alterações da distribuição plantar com cargas laterais abaixo de 10%, podendo levar também a questionamentos sobre os parâmetros máximos de carga transportados (10% do peso corporal), mas também devem ser levados em conta o posicionamento das cargas, que podem ser diferentes pelos próprios modelos oferecidos pela indústria.

## 7 CONCLUSÃO

Pode-se verificar em nosso estudo que cargas de 5 e 10% podem alterar a distribuição da pressão plantar em mulheres com o uso de bolsa lateral para a região do retro-pé do lado posicionado a carga e para as regiões de ante-pés com o uso de salto.

Com o salto houve diminuição da velocidade de oscilação e deslocamento radial do corpo, sugerindo que o mesmo interfere no controle do equilíbrio corporal. Importante ressaltar que poucos estudos avaliam alterações posturais relacionando o equilíbrio corporal e uso de salto, estando estes preferencialmente focados na distribuição das pressões plantares.

Em relação aos hábitos posturais relacionados ao uso de salto, a altura mais comum relatada pelas mulheres quando usam o salto corresponde a de 7 cm, salto utilizado no estudo, com preferências parecidas para o modelo agulha e plataforma, além de relatarem dores, mesmo com uso esporádico de salto, principalmente na região de ante-pé.

Em relação aos hábitos relacionados ao uso da bolsa, a preferência de uso é pelo modelo de alça lateral, mesmo utilizado no trabalho, sendo que o peso da bolsa das voluntárias foi 2,9 ( $\pm 1,09$ ) kg, foi justamente o peso correspondente a média de peso corporal de 5% das voluntárias, valores estes que já foram suficientes para gerar alterações na distribuição da pressão plantar.

As alterações da distribuição plantar e oscilação corporal achados neste estudo podem estar relacionadas com o desenvolvimento de possíveis distúrbios posturais com uso da e bolsa mesmo em cargas menores que os limites previstos na literatura nas bolsas de mulheres interferindo no controle postural. Isto pode ser agravado pelo uso de salto alto favorecendo ainda o aparecimento de hálux valgo e osteoartrite.

Assim, as mulheres devem então ser informadas sobre as alterações que estes acessórios podem trazer a saúde postural e orientadas a tomarem as devidas medidas preventivas e no aparecimento de alguns sintomas para garantir uma boa postura.

## **8 ESTUDOS FUTUROS**

Em relação à descarga de peso e a bolsa utilizada por mulheres, devem ser propostos trabalhos direcionados ao estudo das compensações realizadas pelo tronco para a manutenção do centro de gravidade sobre a base de apoio, bem como as possíveis alterações presentes na marcha durante o transporte de bolsa por mulheres, pois a maior parte dos estudos estão direcionados à adolescentes em idade escolar.

Em relação ao uso de salto alto, importante ressaltar que poucos estudos avaliam alterações posturais relacionando o equilíbrio corporal e uso de salto, estando estes preferencialmente focados na distribuição das pressões plantares.

Por fim, configurar a realidade das mulheres com estudos que coloquem ao mesmo tempo o salto alto e a bolsa para que possam ser realizadas investigações das possíveis alterações promovidas por ambos acessórios femininos tão comumente utilizados por essa população.

## REFERÊNCIAS

AGUIAR JUNIOR, A. S.; FREITAS, T. M. Biomecânica da marcha e da postura com calçado de salto alto. **Fisioter Bras.** v. 5, n. 3, p. 183-187, 2004.

ALMEIDA, J. S. et al. Pressão plantar e sua relação com índices antropométricos em trabalhadoras. **Fisioter. Mov.**, v. 22, n. 2, p. 159-167, abr./jun. 2009.

BARAÚNA, M. A. et al. Avaliação da amplitude de movimento do ombro em mulheres mastectomizadas pela biofotogrametria computadorizada. **Revista Brasileira de Cancerologia**, v. 50, n. 1, p.27-31, 2004.

BARRETO, R. R. **Avaliação postural de indivíduos portadores de deficiência visual, através da biofotogrametria computadorizada.** 2003. 83f. Dissertação (Mestrado em Fisioterapia) - Centro Universitário do Triângulo, UNITRI, Uberlândia, 2003.

BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C. **Muscles Alive: Their Function Revealed by Electromyography.** 5ª Ed., Baltimore: Williams and Wilkins, 1985.

BECIROVIC, E. Ergonomic and biomechanical study of foot stress in workers using sewing machines. **Reumatizam.** v. 36, p. 575-9, 1989.

BERGER, W. et al. Influence of subjects' height on the stabilization of posture. **Acta Otolaryngol.** v. 112, n. 1, p. 22-30, 1992.

BIENFAIT, M. **Os desequilíbrios estáticos: filosofia, patologia e tratamento fisioterápico.** 3ª. Ed. São Paulo: Summus, 1995.

BRACKLEY, H. M.; STEVENSON, J. M. Are children's backpack weight limits enough? A critical review of the relevant literature. **Spine.** v. 29, n. 19, p. 2184-2190, 2004.

BRINO, C.; AVILA, A. O. V.; SOUZA, J. L. Influência da altura do salto sobre os percentuais do peso corporal aplicados na base de sustentação durante a postura ereta. **Braz. J. Biomec.**, Supl. 1, p. 49-54, 2003.

CARDOSO, C. Acerte o Salto e o Passo. Comunicação/Clipping UNIFESP, Jan 2000. Disponível em:  
<<http://www.unifesp.br/comunicacao/assimp/clipping/2000/jan2000/jan16.htm>>.  
Acesso em: 02 nov. 2009.

CASARIN, C. A. S. **A influência do calçado de salto alto sobre a lordose lombar associada aos músculos lombares e gastrocnêmios.** 2005. 49f. Dissertação (Mestrado em Anatomia) – Universidade Estadual de Piracicaba, Piracicaba, 2005.

CHANG, K. K.; DALI, X.; YONG, T. W. Forces patterns of heel strike and toe off on different heel heights in normal walking. **Foot e Ankle Int.** v. 37, p. 22-28, 2001.

CHRISTENSEN, K. et al. High-heeled shoes and musculoskeletal problems. **Dyn Chiropr.** v. 18, p. 186-189, 1999.

COUGHLIN, M. J.; JONES, C. P. Hallux valgus: demographics, etiology, and radiographic assessment. **Foot Ankle Int.** v. 28, p. 759-777, 2007.

DA SILVA, T. F. A. **O uso da biofotogrametria computadorizada na mensuração da curva escoliótica.** 2002. 53f. Dissertação (Mestrado em Fisioterapia) - Centro Universitário do Triângulo, UNITRI: Uberlândia, 2002.

DETSCH, C. *et al.* Prevalência de alterações posturais em escolares do ensino médio em uma cidade no Sul do Brasil. **Rev Panam Salud Publica/Pan Am J Public Health.** v. 21, n. 4, 2007.

DE VITTA, A.; MADRIGAL, C.; SALES, V. S. Peso corporal e peso do material escolar transportado por crianças em idade escolar. **Fisio Mov.** v. 16, n. 2, p. 55-60, 2003.

DUARTE, M. **Análise estabilográfica da postura ereta humana quasi-estática.** 2000. 86 f. Tese de Livre Docência - Escola de Educação Física e Esporte, USP, São Paulo, 2000.

DUARTE, M.; FREITAS, S. M. S. F. **Métodos de Análise do Controle Postural,** São Paulo: Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo; 2006.)

EISENHARDT, J. R et al. Changes in temporal gait characteristics and pressure distribution for bare feet versus various heel heights. **Gait & Posture.** v 4. p 280-286, 1996.

EKMAN, L. L. **Neurociências Fundamentos para a Reabilitação.** Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

ENOKA, R. M. **Bases neuromecânicas da cinesiologia.** 2ª ed. São Paulo: Editora Manole; 2000.

FERREIRA, S. T. S. **Estudo comparativo da concavidade lombar de mulheres com 35 semanas de gestação e em puérparas.** 2003. 78p (Dissertação de Mestrado) – Centro Universitário do Triângulo, UNITRI: Uberlândia, 2003.

GAGEY, P. M.; WEBER, B. **Posturologia:** regulação e distúrbios da posição ortostática. 2. ed. São Paulo: Manole, 2000.

GARCIA GUIRRE, J. S.; ADOLPH, K. E.; SHROUT, P. E. Baby Carriage: Infants Walking With Loads. **Child Development.** v. 78, n. 2, p. 664- 680, 2007.

GRIMMER, K. et al. Adolescent standing postural response to backpack loads: a randomised controlled experimental study. **BMC Musculoskelet Disord.** v. 3, n. 10, p. 1-10, 2002.

- GROSS, J.; FETTO, J.; ROSEN, E. **Exame musculoesquelético**. Porto Alegre: Artes Médicas Sul; 2000.
- GUIRRO, E. C. O.; ALVARES, T. Avaliação comparativa da estática corporal em mulheres submetidas à mastectomia radical modificada pela baropodometria. In: CONGRESSO DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA, 17., Piracicaba. **Anais ...** São Paulo: UNIMEP, 2009.
- GURFINKEL, E. V.; Physical foundations of stabilography. **Agressologie**. v. 14c, p. 9-14, 1999.
- HALL, S. J. Biomecânica da Coluna Vertebral. In: HALL, S. J. **Biomecânica Básica**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2005. p. 263-300.
- HAKALA, P. et al. Back, neck, and shoulder pain in finnish adolescents: national cross sectional surveys. **BMJ**. v. 323, n. 743, p. 1-4, 2002.
- HAMILL, J. KNUTZEN, K.M. **Bases Biomecânicas do Movimento Humano**. São Paulo: Manole, 2008.
- HAN, T. R.; PAIK, N. J. Quantification of the path of center of pressure using an f-scan in shoe transducer. **Gait and posture**. v. 10, p. 248-254, 1999.
- HORAK, F. B.; NASHNER, L. M. Central Programming of Postural Movements: Adaptation to Altered Support Surface Configurations. **J neurophysiol**. v. 55, p. 1369-1381, 1986.
- HWANG, S. et al. Multi-segment foot motion analysis on hallux valgus patients. **Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc**. v. 7, p. 6875-6877, 2005.
- KAERCHER, C. W. **Baropodometria em mulheres com dor pélvica crônica**. 2008. 54f. Dissertação (Mestrado em Ciências Médicas) – Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2008.
- KAPANDJI, A. I. **Fisiologia articular: tronco e coluna vertebral**. 5a ed. São Paulo: Panamericana; 2000. 253p.
- KENDALL, F. P. *et al.* **Músculos: Provas e Funções**. 5ª Ed., São Paulo: Manole, 2007.
- KERRIGAN, D. C. *et al.* Knee osteoarthritis and high heel shoes. **Lancet**. v. 351, p. 1399-1401, 1998.
- KING, D. L.; ZATSIORSKY, V. M. Extracting gravity line displacement from stabilographic recordings. **Gait and Posture**, v. 6, p. 27-38, 1997.
- LAYNE, C. S.; ABRAHAM, L. D. Interactions between automatic postural adjustments and anticipatory postural patterns accompanying voluntary movement. **Int J Neurosci**. v. 61, n. 3- 4, p. 241-254, 1991.

LEITE, C. E. C. et al. **Software para Extração de Dados e Análise Estabilométrica**. Disponível em: [http://www2.rc.unesp.br/eventos/educacao\\_fisica/biomecanica2007/upload/234-1-A-IDENTIFICADO%20-%20SOFTWARE%20PARA%20EXTRACAO%20DE%20DADOS%20E%20ANALISE%20Estabilometrica.pdf](http://www2.rc.unesp.br/eventos/educacao_fisica/biomecanica2007/upload/234-1-A-IDENTIFICADO%20-%20SOFTWARE%20PARA%20EXTRACAO%20DE%20DADOS%20E%20ANALISE%20Estabilometrica.pdf) Acesso em: 25 nov 2009.

LIBOTTE, M. **Podoscopie Electronique. Encyclopédie Médico-Chirurgicale: kinésithérapie rééducation fonctionnelle**. Paris: Editions Scientifiques et médicales Elsevier, 2001.

LI, J. X.; HONG, Y.; ROBINSON, P. D. The effect of load carriage on movement kinematics and respiratory parameters in children during walking. **European Journal of Applied Physiology**, v. 90, p. 35-43, 2003.

LINDER, M.; SALTMAN, C. L. A history of medical scientists on high heels. **Int J health Serv**. v. 28, p. 201-205, 1998.

LLOYD, R.; COOKIE, C. B. The oxygen consumption associated with unloaded walking and load carriage using two different backpack designs. **European Journal of Applied Physiology**, v. 81, p. 486-492, 2000.

MARIM, M. et al. Estabilometria em pacientes com Síndrome Vestibular Periférica Deficitária Unilateral In: CONGRESSO DOS 25 ANOS DE FISIOTERAPIA DA UEL, 9-11 OUT.2004, Londrina, Pr., **Anais...** .Londrina: UEL,2004. p.17 – 20,

MATTOS H. M.; PRYZSIEZNY, W. L. Análise baropodométrica da influência podal na postura. **Revista Terapia Manual Fisioterapia Manipulativa**. v. 3, n. 1, p. 240-246, 2004.

MANDATO, M.; NESTER, E. The effects of increasing heel height on forefoot peak pressure. **J Am Podiatr Med Assoc**. v. 89, p.75-80,1999.

MOUZAT, A.; DABONNEVILLE, M.; BERTRAND, P. The effect of feet position on orthostatic posture in a female sample group. **Neuroscience Letters**. v.365, p. 79–82, 2004.

NAKAMURA, H.; TSUCHIDA, T.; MANO, Y. The assessment of posture control in the elderly using the displacement of the center of pressure after forward platform translation. **J. of Electromyography and Kinesiology**, v. 11, p. 395-403, 2001.

NEGRINI, S.; CARABALONA, R. Backpacks on schoolchildren's perceptions of load, associations with back pain and factors determining the load. **Spine**. v. 27, p. 187-195, 2002.

NEGRINI, S.; CARABALONA, R.; SIBILA, P. Backpack as a daily load for schoolchildren. **Lancet**. v. 354, p.1974,1999.

NORDIN, N.; FRANKEL, V. H. **Biomecânica básica do sistema músculo esquelético**. 3a ed. Guanabara Koogan; 2003. 401p.

NORKIN, C. C.; LEVANGIE, P. K. **Articulações, estrutura e função: uma abordagem prática e abrangente**. 2ª ed. São Paulo: Revinter; 2001.

OLIVEIRA, G. S. et al. Interpretação da variáveis quantitativas da baropodometria computadorizada em indivíduos normais. **Rev. Hosp. Clinicas Fac. Med. São Paulo**, v.53, p.16-20,1998.

OLIVEIRA, L. F.; IMBIRIBA, L. A.; GARCIA, M. A. C. Índice de estabilidade para avaliação do equilíbrio postural. **Rev. Bras. Biomec**, v.1, p.33-38, 2000.

OPILA-KOREA, K. Kinematics of high-heeled gait with consideration for age and experience of wearers. **Arch Phys Med Rehabil**. v. 71, p. 905-909,1990.

OPILA, K. A. et al. Postural Alignment in Barefoot and High-Heeled Stance. **Spine**. v. 13, n.5, p. 542-547,1988.

OTACÍLIO, J. et al. Frequência de uso do calçado de salto alto e dores nos pés em mulheres. In: CONGRESSO DE BIOMECÂNICA DA UNESP, São Paulo. **Anais eletrônicos ...** São Paulo: UNESP, 2007. Disponível em: <[http://www2.rc.unesp.br/eventos/educacao\\_fisica/biomecanica2007/upload/227-1-A-Joao%20Otacilio%20Libardoni%20dos%20Santos.pdf](http://www2.rc.unesp.br/eventos/educacao_fisica/biomecanica2007/upload/227-1-A-Joao%20Otacilio%20Libardoni%20dos%20Santos.pdf)> Acesso em 24 de mar. 2010.

PENEIREIRO, G. M.; AMADIO, A. C.; SERRÃO, J. C. Influência da mochila na característica do padrão dinâmico da locomoção de carteiros pedestres. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 11., **Anais ...** João Pessoa: UFP, 2005. p. 1-4.

PENHA, P. J. et al. Postural assessment of girls between 7 and 10 years of age. **Clinics**. v.60, n.1, p. 9-16, 2005.

PHILLIPS, R. D. et al. Modification of high heel shoes to decrease pronation during gait. **J Am Podiatr Med Assoc**. v. 81, p. 215-219, 1991.

PINHO, A. S. **Estudo da distribuição do peso corporal entre retropé e antepé em blocos simuladores e calçados de salto**. 2005. Dissertação (Mestrado em Ciências do Movimento Humano) - Universidade do Estado de Santa Catarina, Florianópolis, 2005.

PRZYSIEZNY, W. L.; MORAES, S. T. Estudo da influência da lateralidade e da barra infracapital na reprogramação postural em pacientes lombálgicos crônicos. **Revista Terapia Manual Fisioterapia Manipulativa**. v.3, n. 10, p. 278-283, 2004.

REABILITAÇÃO. Hospital Israelita Albert Einstein. Disponível em: <[http://www.einstein.br/reabilitacao/center\\_prog\\_barop.htm](http://www.einstein.br/reabilitacao/center_prog_barop.htm)> Acesso em: 20 jan. 2010.

RODRIGUES, S.; MONTEBELO, M. I. L.; TEODORI, R. M. Distribuição da força plantar e oscilação do centro de pressão em relação ao peso e posicionamento do material escolar. **Rev Bras Fisioter.** v. 12, n. 1, p. 43-48, 2008.

ROSE, J. et al. Postural balance in children with cerebral palsy. **Developmental Med. & Child Neurology**, v. 44, p. 58-63, 2002.

SACCO, I. C. N. et al. Análise biomecânica e cinesiológica de posturas mediante fotografia digital: estudo de casos. **R. Bras. Ci. e Mov.** v. 11, n. 2, p. 25-33, 2003.

SACCO, I. C. N. et al. Força Reação do Solo Durante a Marcha com uso do Tênis e Sandália Plataforma. **Fisioterapia em Movimento**, Curitiba, v. 20, n. 3, p. 55-62, 2007.

SANTOS, A. M. C. **Análise cinética da marcha de mulheres em três condições:** descalça e utilizando calçados de salto baixo e salto alto. 2006. Dissertação. (Mestrado em Ciências do Movimento Humano) - Universidade do Estado de Santa Catarina, Florianópolis, 2006.

SANTOS, C. L. et al. Repercussões biomecânicas do uso de salto alto na cinemática da marcha: um estudo retrospectivo de 1990 a 2007. **Revista de Educação Física.** v. 143, p. 47-53, 2008.

SANTOS, J. O.; NAZARIO, P. F.; AVILA, O. V. O uso do calçado de salto alto e o desconforto nos pés de mulheres. **Revista Tecnicouro.** Novo Hamburgo, 2007.

[BC4] Comentário: Falta volume e número e páginas

SNOW, R. E.; WILLIAMS, K. R. High heeled shoes: their effect on center of mass position, posture, three dimensional kinematics rearfoot motion and ground reaction forces. **Arch. Phys. Med. Rehab.** v.75, p. 568 – 576, 1994.

SNOW, R. E.; WILLIAMS, K. R. The effects of wearing high heeled shoes on pedal pressure in woman. **Foot Ankle.** v. 13, p. 85-92, 1992.

SOAMES, R. W. Foot pressure patterns during gait. **Arch Phys Med Rehabil.** v. 71, p. 315-320, 1997.

SPEKSNIJDER, C. et al. The higher the heel the higher the forefoot-pressure in ten healthy women. **The Foot.** v. 15, p 17-21, 2005.

TECNICOURO. **A moda calçadista.** Novo Hamburgo: CTCCA, Jul 2001. p 47-50.

TECNICOURO. **Ergonomia do pé:** conceito preventivo contra o calçado inadequado. Novo Hamburgo : CTCCA, fev-mar. 2000. p 38-39.

TEODORO, E. C. M.; TOMAZINI, J. E.; NASCIMENTO, L. F. C. Hálux valgo e pés planos: As forças plantares são iguais? **Acta Ortop Bras.** v.15, n.5, p. 242-245, 2007.

TURVEY, F. E. Effectiveness of balance training in the elderly adult as measured by the Tinetti gait and balance scale. **Physical Therapy**, v.78, n.5, p. 15, 2000.

URQUIZA, M. A. **Desenvolvimento de uma plataforma de força multiaxial para instrumentação médica.** 2005. Dissertação (Mestrado em Ciências). Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2005.

VALENTE, M. **Análise baropodométrica em mulheres jovens antes durante e após a aplicação do protocolo de base do equilibrador neuromuscular.** 2006. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, 2006.

XU, H. et al. Effect of shoe modifications on center of pressure and in-shoe plantar pressure. **Am J Phys Med Rehabil.** v. 6, p. 516-524, 1999.

YUNG-HUI, L.; WEI-HSIEN, H. Effects of shoes inserts and heel on foot pressure, impact force, and perceived comfort during walking. **Applied Ergonomics.** v. 36, p. 355-362, 2005.

WEBB, R. et al. Prevalence and predictors of intense, chronic, and disabling neck and back pain in the UK general population. **Spine.** v. 28, n. 11, p. 1195–1202, 2003.

WINTER, D. A. Anatomy, biomechanics, and control of balance during standing and walking. Waterloo, Canada: Graphic Services, 1995.

WINTER, D. A.; PATLA, A. E.; FRANK, J. S. Assessment of balance control in humans. **Med Prog Technol,** v.16, n.1-2, p. 31-51, may, 1990.

## ANEXO A - Termo de Consentimento para Participação em Pesquisa Científica

Eu \_\_\_\_\_, portador (a) do RG \_\_\_\_\_, consinto a minha participação em um estudo científico nos termos do projeto na Clínica Escola de Fisioterapia da UNICENTRO, intitulada “**Distribuição da pressão plantar em relação ao peso da bolsa e o uso de salto alto em mulheres.**”.

Fui informado que esta pesquisa tem por finalidade investigar se cargas de 5, 10 e 15% do peso corporal, bem como o uso de salto alto, pode alterar a distribuição de descarga de peso e o balanço corporal em mulheres adulta-jovens. Minha participação se dará por meio da manutenção da postura em pé sobre uma plataforma durante no máximo 1 minuto e trinta segundos intervalados, utilizando bolsa com cargas diferentes e usando salto.

As informações obtidas serão mantidas em sigilo e não poderão ser consultadas por outros sem a minha expressa autorização por escrito. Estes dados serão usados para fins estatísticos ou científicos, sempre resguardando a minha privacidade.

Esta pesquisa não oferece riscos, já que se trata de uma análise de curto período.

Estou suficientemente esclarecido a respeito das informações que li e dos propósitos do estudo, discutidos com os pesquisadores.

Em caso de necessidade, notificação de intercorrências e recebimento de orientações e/ou atendimento, entrarei em contato com a coordenadora/pesquisadora **ALINE CRISTINA CARRASCO** pelo telefone **(42) 8808-8261** ou **3629-8135**, ou ainda no Comitê de Ética e Pesquisa da Unicentro.

Declaro que obtive de forma apropriada, livre e voluntária as informações e, poderei retirar meu consentimento a qualquer momento sem qualquer prejuízo e deixar de participar da pesquisa. Estou ciente também que minha participação é isenta de despesas, pois qualquer gasto ocasionado será custeado pela coordenadora/pesquisadora e que não receberei nenhum valor financeiro. Assino o presente Termo de Consentimento Livre e Esclarecido para a participação neste estudo.

Confirmo que recebi cópia deste termo de consentimento e autorizo a execução do trabalho de pesquisa e a divulgação dos dados obtidos no meio científico.

de 20\_\_\_\_.

Assinatura do voluntário

Guarapuava, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_  
Profª Aline Cristina Carrasco  
Pesquisadora coordenadora responsável

## ANEXO B – Ficha de Avaliação

Data da Avaliação: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

### 1. DADOS PESSOAIS

Nome: \_\_\_\_\_ DN: \_\_\_\_\_ Idade: \_\_\_\_\_

Endereço: \_\_\_\_\_ Bairro: \_\_\_\_\_ Cidade: \_\_\_\_\_

Telefone: \_\_\_\_\_ Estado Civil: \_\_\_\_\_

Profissão: \_\_\_\_\_ Tempo: \_\_\_\_\_

### 2. ANAMNESE

Apresenta algum diagnóstico de doença neurológica, ortopédica ou cardiovascular?

( ) Sim ( ) Não Qual: \_\_\_\_\_

Sofreu alguma lesão muscular, articular ou óssea recentemente?

( ) Sim ( ) Não Qual: \_\_\_\_\_

Faz uso de algum medicamento? ( ) Sim ( ) Não Qual: \_\_\_\_\_

Já realizou alguma cirurgia? ( ) Sim ( ) Não Local e quando: \_\_\_\_\_

Realiza algum tipo de tratamento? ( ) Sim ( ) Não Qual: \_\_\_\_\_

Pratica atividade física regularmente? ( ) Sim ( ) Não Tempo: \_\_\_\_\_

Faz uso de calçado de salto alto frequentemente? ( ) Sim ( ) Não

Há quanto tempo: \_\_\_\_\_

Durante quantas horas por dia? \_\_\_\_\_ Durante quantos dias por semana? \_\_\_\_\_

Qual é a altura do salto que costuma usar? \_\_\_\_\_ cm.

Tipo do salto que costuma usar: ( ) Plataforma ( ) Agulha

Apresenta dor ao usar calçado de salto alto?

( ) Sim ( ) Não Em que região: \_\_\_\_\_

Faz uso de bolsa frequentemente? ( ) Sim ( ) Não

Há quanto tempo: \_\_\_\_\_

Durante quantas horas por dia? \_\_\_\_\_ Durante quantos dias por semana? \_\_\_\_\_

Qual é o peso da bolsa? \_\_\_\_\_ Kg.

Tipo de bolsa que costuma usar: ( ) Transversal ( ) De lado ( ) D ( ) E

### EXAME FÍSICO

Peso: \_\_\_\_\_ Altura: \_\_\_\_\_ IMC: \_\_\_\_\_ PA: \_\_\_\_\_ FR: \_\_\_\_\_ FC: \_\_\_\_\_

Avaliação Postural: \_\_\_\_\_



## Universidade Estadual do Centro-Oeste

Reconhecida pelo Decreto Estadual nº 3.444, de 8 de agosto de 1997

### COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA - COMEP/UNICENTRO

Ofício nº 164/2009 - COMEP/UNICENTRO

Guarapuava, 16 de novembro de 2009.

Senhora Professora,

1. Comunicamos que o projeto de pesquisa intitulado: "Distribuição da força plantar e oscilação do centro de pressão em relação ao peso da bolsa e os uso de salto alto em mulheres", Certificado de Apresentação para Apreciação Ética, CAAE, nº 0121.0.300.000-09, foi analisado e considerado **APROVADO** pelo Comitê de Ética em Pesquisa de nossa Instituição em reunião extraordinária do dia 13 de novembro de 2009.
2. Em atendimento à Resolução 196/96 do CNS, deverá ser encaminhado ao COMEP o relatório final da pesquisa e a publicação de seus resultados, para acompanhamento, bem como comunicada qualquer intercorrência ou a sua interrupção.

Pesquisadora: Aline Cristina Carrasco

Atenciosamente,

Prof. Ms. Jefferson Olivatto da Silva  
COORDENADOR DO COMEP  
PORT. Nº 1001/2009 - GRUNICENTRO

Prof. Jefferson Olivatto da Silva  
Coordenador do COMEP/UNICENTRO

A Senhora  
Prof.<sup>a</sup> Aline Cristina Carrasco  
Departamento de Fisioterapia - DEFISIO/G  
UNICENTRO