

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
INSTITUTO DE PSICOLOGIA**

**LÚCIA DESIDERI JUNQUEIRA**

**Análise das curvaturas da coluna vertebral de mães em função do transporte  
de seus filhos**

**São Paulo  
2012**

**LÚCIA DESIDERI JUNQUEIRA**

**Análise das curvaturas da coluna vertebral de mães em função do transporte  
de seus filhos**

**Dissertação apresentada ao  
Instituto de Psicologia da  
Universidade de São Paulo para  
obtenção do título de Mestre  
em Ciências**

**Área de concentração: Neurociências e Comportamento**

**Orientador: Prof. Dr. Marcos Duarte**

**São Paulo  
2012**

Nome: Junqueira, Lúcia Desideri

Título: Análise das curvaturas da coluna vertebral de mães em função do transporte de seus filhos

Dissertação apresentada ao  
Instituto de Psicologia da  
Universidade de São Paulo para  
Obtenção do título de  
Mestre em Ciências

Área de concentração: Neurociências e Comportamento

Aprovado em:

Banca Examinadora

Prof. Dr. \_\_\_\_\_ Instituição: \_\_\_\_\_  
Julgamento: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

Prof. Dr. \_\_\_\_\_ Instituição: \_\_\_\_\_  
Julgamento: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

Prof. Dr. \_\_\_\_\_ Instituição: \_\_\_\_\_  
Julgamento: \_\_\_\_\_ Assinatura: \_\_\_\_\_

## RESUMO

Junqueira LD. Análise das curvaturas da coluna vertebral de mães em função do transporte de seus filhos. 2012. 65 f.. Dissertação (Mestrado) – Instituto de Psicologia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2012.

O transporte de cargas pode causar lesões e dores na coluna. Entre as mães é frequente a existência de lombalgia, sendo o carregamento de bebês no colo uma tarefa comum e relevante. Apesar disso não há trabalhos reportando os efeitos biomecânicos do transporte de bebês. **Objetivo:** O objetivo deste estudo foi investigar o impacto do transporte de bebês sobre as curvaturas da coluna vertebral e sobre o deslocamento do centro de gravidade (CG) do corpo de mães. Secundariamente, foi verificada a possibilidade dos efeitos serem diferentes dos decorrentes do transporte de cargas inanimadas, bem como do transporte por mulheres que nunca tiveram filhos. **Método:** 20 mães com seus filhos de aproximadamente 10 kg (grupo *Mães*) e 44 mulheres que nunca tiveram filhos (grupo *Não-Mães*) participaram deste estudo. Todas as participantes foram avaliadas usando um sistema de captura de movimento em 3D, durante a realização das seguintes tarefas: (1) caminhar em linha reta em uma superfície plana com velocidade confortável auto-selecionada por cerca de 7 m e (2) manter-se na postura ereta quieta por trinta segundos, em cima de uma plataforma de força. Para ambas as tarefas, havia três condições para o grupo *Mães*: (A) carregando nada (*sem carga*), (B) carregando seu bebê no colo (*bebê*), e (C) carregando um boneco de peso ajustado ao peso do bebê e com 50 cm de comprimento (*boneco*). O grupo *Não-mães* realizou apenas as condições *sem carga* e *boneco*, com peso fixo de 10kg. O bebê e o boneco foram carregados sempre à frente do corpo, com os dois braços. **Resultados:** Os dois grupos apresentaram-se semelhantes com relação à idade das participantes ( $p < 0,05$ ). O transporte da carga influenciou apenas os ângulos do plano sagital para o grupo *Mães* ( $p < 0,001$ ): inclinação pélvica (*sem carga* =  $12^\circ$ ; *boneco* =  $10^\circ$ ; *bebê* =  $10^\circ$ ), cifose torácica (*sem carga* =  $25^\circ$ ; *boneco* =  $29^\circ$ ; *bebê* =  $30^\circ$ ), lordose lombar (*sem carga* =  $17^\circ$ ; *boneco* =  $27^\circ$ ; *bebê* =  $25^\circ$ ) e extensão do tronco (*sem carga* =  $6^\circ$ ; *boneco* =  $-4^\circ$ ; *bebê* =  $-2^\circ$ ). Da mesma forma, alterações destas curvaturas foram observadas no grupo *Não-Mães* ( $p < 0,001$ ): inclinação pélvica (*sem carga* =  $14^\circ$ ; *boneco* =  $12^\circ$ ), cifose torácica (*sem carga* =  $25^\circ$ ; *boneco* =  $28^\circ$ ), lordose lombar (*sem carga* =  $19^\circ$ ; *boneco* =  $24^\circ$ ) e extensão do tronco (*sem carga* =  $5^\circ$ ; *boneco* =  $-2^\circ$ ). As condições *bebê* e *boneco* imprimiram alterações diferentes na cifose torácica, na lordose lombar e na extensão do tronco de mães ( $p < 0,05$ ). Diferenças entre os ajustes posturais realizados pelas mulheres dos dois grupos só foram notáveis nos ângulos médios de lordose lombar e extensão do tronco ( $p < 0,001$ ). O efeito do peso extra no deslocamento do CG para cima foi similar entre as condições de carga realizadas pelo grupo *Mães* (*sem carga* = -4 cm; *boneco* = 2 cm; *bebê* = 2 cm) e pelo grupo *Não-mães* (*sem carga* = -4 cm; *boneco* = 1 cm), sem diferença entre os grupos ( $p > 0,05$ ). **Conclusão:** carregar bebês no colo produz alterações significantes nas curvaturas da coluna vertebral de mães, principalmente na região lombar da coluna. Há diferenças significativas do transporte de carga inanimada e dos ajustes posturais realizados por mulheres que nunca tiveram filhos.

**Palavras-chave:** Biomecânica, Marcha, Carga, Mães, Mulheres, Locomoção.

## ABSTRACT

Junqueira LD. Analysis of spinal curvatures of mothers according to the transportation of their children. 2012. 65 f.. Dissertation (MSc) - Psychology Institute, University of São Paulo, São Paulo, 2012.

**Background:** Load carriage may cause spinal pain and biomechanics lumbar spine alteration. Among women, carrying babies is a frequent and relevant spinal load but there are no data regarding its biomechanical effect. **Purpose:** This study aims to investigate the impact of transporting babies in spinal curvature and in the displacement of center of gravity (COG) on the body of mothers. Secondly, this effect was compared to those effects arising from inanimate cargo transportation, and transportation for women who never had children. **Method:** Twenty consecutive mothers with babies with approximately 10kg (M-group) and 44 women never pregnant (NM-group) were included in the study. All of them were evaluated using 3D movement analysis system and data were calculated as 2D projection angles in the following conditions: no load (NL); carrying a dummy (D) with similar weight of their respective babies for M-group and with 10kg for NM-group and carrying baby (B) just for mothers. Babies and dummies were carried at the front of the trunk with both arms and tasks performed were: walking 10 trials straight on a flat floor at a comfortable speed, one trial standing still and upright for 30 seconds. **Results:** The two groups had comparable mean of age ( $p < 0,05$ ). Load affected only the sagittal plane angles for the M-group ( $p < 0,001$ ): pelvic inclination (NL= 12°; D= 10°; B= 10°), thoracic kyphosis (NL= 25°; D= 29°; B= 30°), lumbar lordosis (NL= 17°; D= 27°; B= 25°) and trunk extension (NL= 6°; D= -4°; B= -2°). Likewise, alterations in these curvatures was observed in NM-group ( $p < 0,001$ ): pelvic inclination (NL= 14°; D= 12°), thoracic kyphosis (NL= 25°, D= 28°), lumbar lordosis (NL= 19°, D= 24°) and trunk extension (NL= 5°; D= -2). The load conditions printed different alterations in thoracic kyphosis, lumbar lordosis and trunk extension for the M-group ( $p < 0,05$ ). Differences between the postural adjustments made by women in both groups were only notable angles average lumbar lordosis and trunk extension ( $p < 0.001$ ). The effect of extra weight in the upward displacement of the CG was similar between the loading conditions conducted by the group Mothers (no load = -4 cm = 2 cm doll, baby = 2 cm) and the group non-mothers (no load = -4 cm; dummy = 1 cm), with no difference between groups ( $p > 0.05$ ). **Conclusion:** In conclusion, carrying babies produces significant alterations on the spinal curvatures of mothers, mainly at the lumbar region. There are significant differences of the inanimate load transport and postural adjustments made by women who never had children.

**Key-words:** Biomechanic, Gait, Load, Mother, Women, Locomotion.

## LISTA DE FIGURAS

<b>FIGURA 1</b> – Visão geral da coluna vertebral humana e suas divisões. ....	<b>13</b>
<b>FIGURA 2</b> – Protocolo de colocação de marcadores para medição das curvaturas da coluna vertebral utilizado neste estudo. ....	<b>23</b>
<b>FIGURA 3</b> – Box plot da idade de todas as participantes do estudo.....	<b>29</b>
<b>FIGURA 4</b> – Box plot da massa de todas as participantes do estudo.....	<b>30</b>
<b>FIGURA 5</b> – Box plot da altura de todas as participantes que constituíram o estudo. ....	<b>30</b>
<b>FIGURA 6</b> – Box plot dos ângulos médios de inclinação do tronco para os dois grupos sob cada condição.....	<b>33</b>
<b>FIGURA 7</b> – Perfis de médias dos ângulos de inclinação do tronco segundo o grupo e as condições simples e boneco.....	<b>34</b>
<b>FIGURA 8</b> – Box plot dos ângulos médios de lordose lombar para os dois grupos sob cada condição .....	<b>35</b>
<b>FIGURA 9</b> – Perfis de médias dos ângulos de lordose lombar segundo o grupo e as condições simples e boneco .....	<b>36</b>
<b>FIGURA 10</b> – Box plot dos ângulos médios de cifose torácica para os dois grupos sob cada condição .....	<b>37</b>
<b>FIGURA 11</b> – Perfis de médias dos ângulos de cifose torácica segundo o grupo e as condições <i>simples</i> e <i>boneco</i> .....	<b>38</b>
<b>FIGURA 12</b> – Box plot dos ângulos médios de inclinação pélvica para os dois grupos sob cada condição .....	<b>39</b>
<b>FIGURA 13</b> – Perfis de médias dos ângulos de inclinação pélvica segundo o grupo e as condições simples e boneco.....	<b>40</b>
<b>FIGURA 14</b> – Box plot dos ângulos médios de obliquidade pélvica para os dois grupos sob cada condição.....	<b>41</b>
<b>FIGURA 15</b> – Box plot dos ângulos médios de rotação pélvica para os dois grupos sob cada condição .....	<b>42</b>
<b>FIGURA 16</b> – Box plot dos ângulos médios de curvatura proximal para os dois grupos sob cada condição.....	<b>43</b>
<b>FIGURA 17</b> – Box plot dos ângulos médios de curvatura distal para os dois grupos sob cada condição .....	<b>45</b>
<b>FIGURA 18</b> – Gráfico de radar dos ângulos de todas as curvaturas da coluna analisadas, em todas as condições, para os dois grupos. ....	<b>46</b>
<b>FIGURA 19</b> – Boxplot do deslocamento médio do CG no plano vertical para os dois grupos e todas as condições.....	<b>47</b>
<b>FIGURA 20</b> – Box plot do deslocamento médio do CG na direção ântero-posterior (plano horizontal) para os dois grupos e todas as condições.....	<b>49</b>
<b>FIGURA 21</b> – Boxplot do deslocamento médio do CG na direção médio-lateral (plano horizontal) para os dois grupos e todas as condições.....	<b>50</b>

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1</b> – Frequências absolutas de algumas características (quantidade de gestações, tipo de parto e dominância) das participantes do grupo Mães. ....	<b>31</b>
<b>Tabela 2</b> – Medidas resumo para idade (meses), massa (quilogramas), e altura (em metros) dos bebês. ....	<b>31</b>
<b>Tabela 3</b> – Medidas resumo para os ângulos médios de inclinação do tronco. ....	<b>33</b>
<b>Tabela 4</b> – Medidas resumo para os ângulos médios de lordose lombar. ....	<b>35</b>
<b>Tabela 5</b> – Medidas resumo para os ângulos médios de cifose torácica. ....	<b>37</b>
<b>Tabela 6</b> - Medidas resumo para os ângulos médios de inclinação pélvica. ....	<b>39</b>
<b>Tabela 7</b> – Medidas resumo para os ângulos médios de obliquidade pélvica. ....	<b>41</b>
<b>Tabela 8</b> – Medidas resumo para os ângulos médios de rotação pélvica. ....	<b>42</b>
<b>Tabela 9</b> – Medidas resumo para os ângulos médios de curvatura proximal. ....	<b>44</b>
<b>Tabela 10</b> – Medidas resumo para os ângulos médios de curvatura distal. ....	<b>45</b>
<b>Tabela 11</b> – Medidas resumo para o deslocamento médio do CG no plano vertical para todos os grupos e condições. ....	<b>47</b>
<b>Tabela 12</b> – Medidas resumo para o deslocamento médio do CG na direção ântero-posterior (plano horizontal) para todos os grupos e condições. ....	<b>48</b>
<b>Tabela 13</b> – Medidas resumo para o deslocamento médio do CG na direção médio-lateral (plano horizontal) para todos os grupos e condições. ....	<b>48</b>

# SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>8</b>
1.1	OBJETIVO	9
1.2	HIPÓTESE	10
1.2.1	<i>Hipótese 1</i>	10
1.2.2	<i>Hipótese 2</i>	10
1.2.3	<i>Hipótese 3</i>	11
1.2.4	<i>Hipótese 4</i>	11
<b>2</b>	<b>REVISÃO DE LITERATURA</b>	<b>12</b>
2.1	COLUNA VERTEBRAL	12
2.2	TRANSPORTE DE CARGA	14
2.3	GESTANTES	17
2.4	TRANSPORTE DE BEBÊS	18
2.5	QUANTIFICAÇÃO DO MOVIMENTO	19
<b>3</b>	<b>MÉTODO</b>	<b>22</b>
3.1	AMOSTRA	22
3.2	PROCEDIMENTOS	22
3.3	INSTRUMENTOS	24
3.4	TAREFAS EXPERIMENTAIS	25
3.5	PROCESSAMENTO DOS DADOS	25
3.6	ANÁLISE DE DADOS	26
3.6.1	<i>Amostra</i>	26
3.6.2	<i>Curvaturas da Coluna Vertebral</i>	27
3.6.3	<i>Projeção do Centro de Gravidade</i>	27
3.7	ANÁLISE ESTATÍSTICA	28
3.8	COLABORADORES	28
<b>4</b>	<b>RESULTADOS</b>	<b>29</b>
4.1	CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA	29
4.2	CURVATURAS DA COLUNA VERTEBRAL	31
4.2.1	<i>Inclinação do Tronco</i>	32
4.2.2	<i>Lordose Lombar</i>	34
4.2.3	<i>Cifose Torácica</i>	36
4.2.4	<i>Inclinação Pélvica</i>	38
4.2.5	<i>Obliquidade Pélvica</i>	40
4.2.6	<i>Rotação Pélvica</i>	42
4.2.7	<i>Curvatura Proximal</i>	43
4.2.8	<i>Curvatura Distal</i>	44
4.2.9	<i>Curvaturas da Coluna Vertebral</i>	45
4.3	PROJEÇÃO DO CENTRO DE GRAVIDADE	46
<b>5</b>	<b>DISCUSSÃO</b>	<b>51</b>
<b>6</b>	<b>CONCLUSÃO</b>	<b>57</b>
<b>7</b>	<b>REFERÊNCIAS</b>	<b>58</b>
<b>8</b>	<b>ANEXOS</b>	<b>62</b>

# 1 INTRODUÇÃO

A mulher gestante passa por uma grande modificação de seu peso e distribuição dele com o aumento dos seios e do abdômen conforme o desenvolvimento do feto (Dumas, Reid, Wolfe, Griffin, & McGrath, 1995; Whitcome, Shapiro, & Lieberman, 2007). As alterações biomecânicas resultantes do novo peso são explicações para as frequentes queixas álgicas da coluna, especialmente na região lombar (Dumas et al., 1995; Fast et al., 1987; Wu et al., 2004). Para muitas mulheres, esta queixa persiste ou aparece pela primeira vez no período pós-parto, com o carregamento do bebê no colo, interferindo diretamente na qualidade de vida da mãe e nos cuidados com o bebê (Albert, Godskesen, & Westergaard, 2001; Gutke, Kjellby-Wendt, & Oberg, ; Gutke, Lundberg, Ostgaard, & Oberg, ; Mogren, 2006; Noren, Ostgaard, Johansson, & Ostgaard, 2002; Ostgaard, Zetherstrom, & Roos-Hansson, 1997; Turgut, Turgut, & Cetinsahin, 1998). Em geral, o transporte de uma carga excessiva é responsável por lesões na coluna vertebral (Fowler, Rodacki, & Rodacki, 2006; Shum, Crosbie, & Lee, 2010). Quando o peso é carregado à frente do corpo, como tipicamente feito pelas mães, ele promove hiperextensão da coluna e aumento das curvaturas torácica e lombar (Findikcioglu, Findikcioglu, Ozmen, & Guclu, 2007; W. Gilleard, Crosbie, & Smith, 2002; Heller, Challis, & Sharkey, 2009).

Embora bastante atenção já tenha sido despendida às alterações biomecânicas inerentes à fase gestacional, nenhuma pesquisa com este enfoque foi realizada sobre o transporte de bebês a partir do momento do parto. As poucas publicações sobre o tema procuraram avaliar apenas o custo energético envolvido na tarefa, pois acredita-se que a incumbência do transporte dos filhos pode ter sido fator preditor da seleção natural que levou as espécies ancestrais homínidas à adoção do bipedalismo (Amaral, 2008; J. Watson, Payne, Chamberlain, Jones, & Sellers, 2009; J. C. Watson, Payne, Chamberlain, Jones, & Sellers, 2008; Whitcome et al., 2007). Estes estudos também deixaram clara a importância da exploração biomecânica desta tarefa, pois verificaram que, apesar de não contínuo como o período gestacional, o transporte do bebê supera a duração da gestação (Wall-Scheffler, Geiger, & Steudel-Numbers, 2007; J. C. Watson et al., 2008). Isto ocorre, pois o carregamento envolve menor custo energético que a permissão da marcha

independente e iniciante da criança de até 2 anos de idade (J. C. Watson et al., 2008). Apesar do notável interesse em explorar o assunto, não houve participação de mães com seus filhos nos experimentos destes trabalhos. A costumeira realização dos experimentos com bonecos e mulheres que nunca tiveram filhos dificulta a mensuração da influência das alterações fisiológicas do período gestacional e da experiência prévia no carregamento de crianças, bem como a participação do bebê na manutenção de sua postura e equilíbrio (Wall-Scheffler et al., 2007; J. Watson et al., 2009; J. C. Watson et al., 2008).

O presente estudo traz uma primeira descrição biomecânica da postura bípede e da marcha de mães com bebês no colo, numa tentativa de prover subsídios que permitam um melhor entendimento dos problemas na saúde das mães. Esta descrição também será útil para ajudar na elucidação de uma das prováveis causas da evolução ao bipedalismo. Para tanto, o foco primário desta investigação foi determinar a demanda biomecânica de mães carregando bebês no colo, focado nas curvaturas da coluna vertebral durante a marcha e no deslocamento do centro de gravidade das mães durante a postura ereta quieta. Secundariamente, o estudo teve o objetivo de validar os experimentos realizados com mulheres que não experimentaram a maternidade carregando carga inanimada. Assim, os resultados da análise da marcha e da postura ereta quieta de mães com bebês foram comparados aos resultados da marcha e da postura ereta quieta de mulheres que nunca tiveram filhos carregando bonecos.

## **1.1 OBJETIVO**

O objetivo principal deste estudo foi investigar o impacto biomecânico do transporte de bebês sobre suas mães. Secundariamente, verificamos se estes impactos são diferentes dos decorrentes do transporte de cargas inanimadas (bonecos). Além disso, ainda procuramos comparar os impactos revelados com mães aos do transporte de carga inanimada por mulheres que nunca tiveram filhos, que é o padrão dos experimentos sobre transporte de crianças realizado até o momento. Desta forma, foram analisados o deslocamento do centro de gravidade

(CG) na postura ereta quieta e as curvaturas da coluna vertebral durante a marcha de mães e de mulheres sem filhos.

## **1.2 HIPÓTESE**

A seguir estão listadas quatro hipóteses testadas no estudo, seguidas de seus respectivos objetivos específicos:

### **1.2.1 Hipótese 1**

O carregamento de bebês no colo induz alterações quantitativas nas curvaturas da coluna vertebral de mães e na projeção do CG delas. **Objetivo 1:** Mensurar o impacto biomecânico do transporte de bebês sobre os ângulos médios de oito curvaturas da coluna vertebral de mães (Inclinação Pélvica, Obliquidade Pélvica, Rotação Pélvica, Curvatura Proximal no plano frontal, Curvatura Distal no plano frontal, Cifose Torácica, Lordose Lombar e Inclinação do Tronco) durante a marcha; mensurar o impacto do carregamento de bebês sobre a projeção do CG de mães (nas direções ântero-posterior, médio-lateral e vertical) na postura ereta quieta.

### **1.2.2 Hipótese 2**

O carregamento de carga inanimada no colo induz alterações nas curvaturas da coluna vertebral de mães e na projeção de seu CG diferentes daquelas encontradas durante o transporte de bebês. **Objetivo 2:** Verificar se existem diferenças nos ângulos médios de oito curvaturas da coluna vertebral de mães (Inclinação Pélvica, Obliquidade Pélvica, Rotação Pélvica, Curvatura Proximal no plano frontal, Curvatura Distal no plano frontal, Cifose Torácica, Lordose Lombar e Inclinação do Tronco) e na projeção do CG delas (nas direções ântero-posterior,

médio-lateral e vertical) ao carregarem carga animada (o próprio filho) ou inanimada (um boneco).

### **1.2.3 Hipótese 3**

As alterações na coluna vertebral e no deslocamento do CG de mães carregando seus filhos são diferentes das alterações e deslocamento obtidos durante o transporte de bonecos por mulheres que nunca tiveram filhos. **Objetivo 3:** Verificar se existem diferenças entre os ângulos médios de oito curvaturas da coluna vertebral de mães (Inclinação Pélvica, Obliquidade Pélvica, Rotação Pélvica, Curvatura Proximal no plano frontal, Curvatura Distal no plano frontal, Cifose Torácica, Lordose Lombar e Inclinação do Tronco) durante a marcha e o deslocamento do CG delas (nas direções ântero-posterior, médio-lateral e vertical) na postura ereta quieta ao carregarem seu respectivo filho e os ângulos médios e o deslocamento do CG de mulheres que nunca tiveram filhos enquanto carregam um boneco.

### **1.2.4 Hipótese 4**

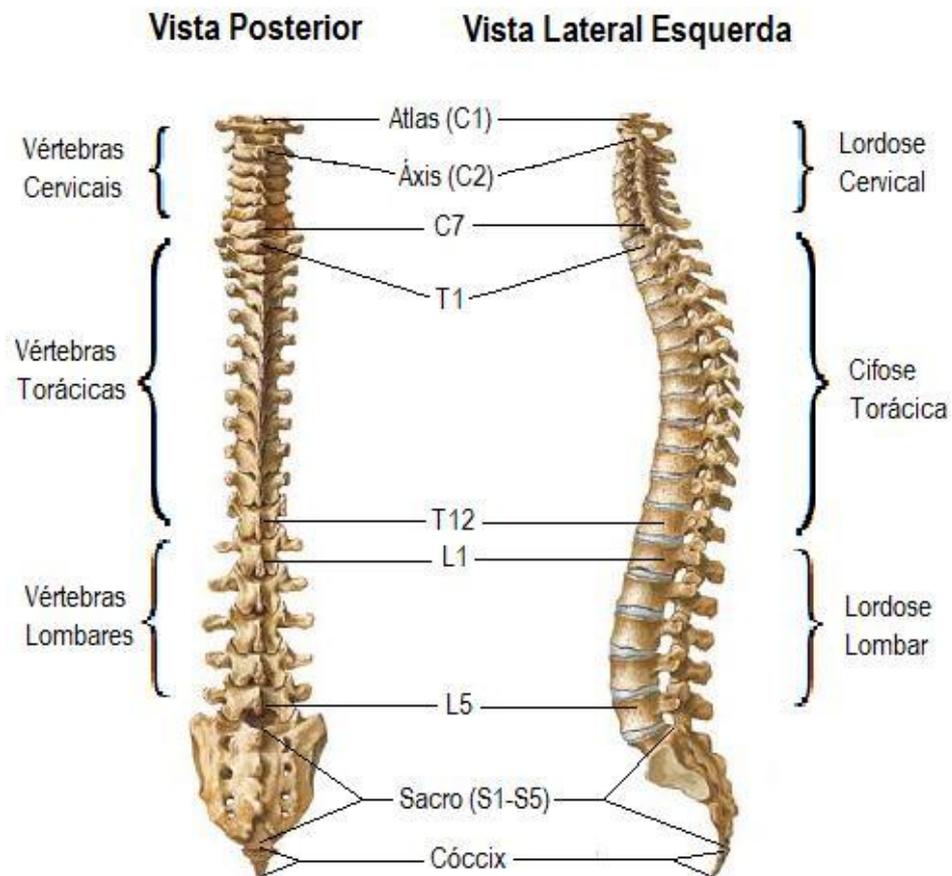
As alterações na coluna vertebral e no deslocamento do CG de mães carregando bonecos são diferentes das alterações e deslocamento obtidos durante o transporte de bonecos por mulheres que nunca tiveram filhos. **Objetivo 4:** Verificar se existem diferenças entre os ângulos médios de oito curvaturas da coluna vertebral de mães (Inclinação Pélvica, Obliquidade Pélvica, Rotação Pélvica, Curvatura Proximal no plano frontal, Curvatura Distal no plano frontal, Cifose Torácica, Lordose Lombar e Inclinação do Tronco) durante a marcha e o deslocamento do CG delas (nas direções ântero-posterior, médio-lateral e vertical) na postura ereta quieta ao carregarem um boneco e os ângulos médios e o deslocamento do CG de mulheres que nunca tiveram filhos realizando a mesma tarefa.

## **2 REVISÃO DE LITERATURA**

### **2.1 COLUNA VERTEBRAL**

A coluna espinal humana normal é constituída pela superposição de uma série de ossos isolados denominados vértebras. Superiormente, se articula com o osso occipital (crânio) e inferiormente com o osso do quadril, íliaco (Kapandji, 1980; Netter, 2000). A coluna é composta por 33 ou 34 vértebras distribuídas em cinco sessões distintas que são definidas pela especificidade anatômica e características funcionais. A sessão superior é composta por sete vértebras (C1-C7) e recebe o nome de coluna cervical, responsável pela articulação do tronco com a cabeça. As doze vértebras seguintes (T1-T12) estão anexadas à caixa torácica e formam a coluna torácica. A coluna lombar começa depois da torácica com a primeira vértebra fora das costelas (L1) e inclui as quatro vértebras seguintes (L2-L5). Depois da coluna lombar, cinco vértebras fundidas (S1-S5) constituem o sacro que articula lateralmente com a crista íliaca (osso do quadril) e caudalmente com um bloco inferior de três ou quatro vértebras fundidas chamadas de coluna coccígea ou cóccix (Netter, 2000; Noailly, 2009; Pabst, 2006).

Na vista lateral, a coluna possui uma forma sinusoidal natural formada por três curvas antagonistas. A concavidade posterior encontrada nas regiões cervical e lombar é chamada de lordose, enquanto a convexidade encontrada na coluna torácica é chamada de cifose (Pabst, 2006). A presença destas curvaturas aumenta intensamente a resistência da coluna vertebral aos esforços de compressão axial (Kapandji, 1980). A distribuição das vértebras bem como as curvaturas descritas podem ser visualizadas na Figura 1:



**FIGURA 1** – Visão geral da coluna vertebral humana e suas divisões.

Os elementos ósseos posteriores e adjacentes às vértebras articulam-se acima e abaixo delas, unidos por ligamentos e facetas articulares (componentes passivos) (Netter, 2000). A combinação destes componentes de ligação com os músculos (componentes ativos) garante a flexibilidade funcional da coluna vertebral, que é um importante conciliador da rigidez e da elasticidade dela (Kapandji, 1980; Noailly, 2009). Estas características garantem as três funções biomecânicas básicas da coluna: transferência de cargas externas através do corpo (do membro superior para o membro inferior); assegurar flexibilidade entre cabeça, tronco e pelve e, ainda, proteger a raiz nervosa espinal de choques, deslocamentos e cargas excessivos. Isto significa que, quando uma carga vertical é aplicada, a coluna permite um alinhamento entre a cabeça, tronco e pelve para reduzir a instabilidade gerada pela carga, mantendo a postura ereta (Noailly, 2009).

## **2.2 TRANSPORTE DE CARGA**

O carregamento de carga é uma das causas mais comuns de lesão na coluna lombar e no joelho e isto tem motivado várias investigações a cerca dos efeitos do transporte de cargas nos humanos (Knapik, Reynolds, Staab, Vogel, & Jones, 1992). Tendo em vista o impacto econômico gerado por estas lesões na classe de trabalhadores, a maioria destes estudos elucida as condições de transporte de carga frequente na vida diária de profissionais como militares, carteiros e trabalhadores rurais. (Abe, Muraki, & Yasukouchi, 2008; Anderson et al., 2007; Attwells, Birrell, Hooper, & Mansfield, 2006; Birrell & Haslam, 2010; Findikcioglu et al., 2007; Goh, Thambyah, & Bose, 1998; Heller et al., 2009; Knapik, Harman, & Reynolds, 1996; Knapik et al., 1992; LaFiandra, Wagenaar, Holt, & Obusek, 2003; Ling, Houston, Tsai, Chui, & Kirk, 2004; Lloyd & Cooke, 2000; Smith, Roan, & Lee, 2010; Steele, Bialocerkowski, & Grimmer, 2003).

A caracterização das alterações biomecânicas restringe-se predominantemente à investigação do padrão de atividade muscular das costas e dos membros inferiores, bem como alterações no padrão da marcha. Constatou-se que quanto maior é o peso da carga, menor é o tamanho da passada e, a fim de manter a velocidade da marcha, aumenta-se a frequência dos passos (LaFiandra et al., 2003; Singh & Koh, 2009). Para manter a estabilidade, naturalmente também se aumenta a fase de apoio duplo dos pés no chão (Attwells et al., 2006; Singh & Koh, 2009). Entretanto, é notável que estas alterações ocorram estritamente quando a carga é superior a 20% da massa corporal do indivíduo (Attwells et al., 2006; LaFiandra et al., 2003; Singh & Koh, 2009).

O valor proporcional da carga não parece ser tão importante para a determinação da postura do sujeito: a inclinação do tronco para frente (quando a carga é posterior) é perceptível desde o transporte de um objeto com 3% da massa do carregador (Grimmer, Dansie, Milanese, Pirunsan, & Trott, 2002). Esta adaptação do tronco é uma das principais formas de ajuste do corpo com peso extra já que envolve menor custo energético na manutenção postura ereta e no padrão de marcha do que outras estratégias. O aumento da carga promove um aumento progressivo da inclinação do tronco (Al-Khabbaz, Shimada, & Hasegawa, 2008; Attwells et al., 2006; Goh et al., 1998; Grimmer et al., 2002; Knapik et al., 1996; Ling

et al., 2004), que chega a deslocar-se 10° da sua posição inicial quando a carga ultrapassa 25% da massa do transportador (Majumdar & Pal, 2010).

Esta resposta corporal é sempre necessária para contrabalancear o momento do quadril e manter o equilíbrio na postura ereta, projetando o centro de massa do carregador sobre seus pés, base de suporte do corpo (Al-Khabbaz et al., 2008; Attwells et al., 2006; Grimmer et al., 2002; Knapik et al., 1996; Majumdar & Pal, 2010; Singh & Koh, 2009). Ainda assim, o transporte de carga excessiva (aproximadamente 25% da massa corporal) promove um aumento tão importante da oscilação antero-posterior e médio-lateral do COP, que está associado à perda de equilíbrio e aumento da probabilidade de quedas (Heller et al., 2009; Ling et al., 2004; Singh & Koh, 2009). Nestas circunstâncias, carregar qualquer outro objeto leve já pode representar uma situação desafiadora em demasia, principalmente para as mulheres, que têm menos força de flexão plantar que homens (Heller et al., 2009).

Na manutenção do equilíbrio preciso da coluna, no qual uma alteração em qualquer parte dela será compensada por outras regiões, a cabeça também tem seu papel (Findikcioglu et al., 2007). A projeção da cabeça para frente durante o carregamento posterior constitui um auxílio importante na manutenção do equilíbrio (Attwells et al., 2006). Da mesma forma, a distribuição igualitária da carga entre as porções anterior e posterior do corpo produz menos desvios posturais durante a marcha (Knapik et al., 1996). Isto significa que a inclinação no plano sagital é proporcional à posição da carga no corpo (Knapik et al., 1996).

Este “jogo de encaixes” para contrabalancear as alterações promovidas pelo transporte de cargas externas acontece também nos planos frontal e transversal. As inclinações laterais do tronco foram exploradas na literatura devido ao carregamento assimétrico a que estão submetidos profissionais como os carteiros: constatou-se que o tronco inclina-se lateralmente, em direção oposta à carga, mais que 12° durante a marcha (Fowler et al., 2006). A coluna lombar é mais uma vez protagonista deste ajuste, que ocorre associado à rotação da coluna no nível da transição lombar-sacral (Fowler et al., 2006; Gillette, Stevermer, Meardon, Derrick, & Schwab, 2009).

Contudo, todas estas adaptações são resultado de um importante aumento da atividade muscular das costas e abdômen, envolvendo tensão proveniente deste esforço de sustentação (Al-Khabbaz et al., 2008; Attwells et al., 2006; Goh et al.,

1998; Knapik et al., 1996; Majumdar & Pal, 2010). Durante o transporte de um objeto com 15% da massa do carregador, o aumento da atividade muscular na região lombar é de aproximadamente 27%, mas de 100% para o abdômen (Al-Khabbaz et al., 2008; Goh et al., 1998). A atividade muscular nestas áreas aumenta progressivamente ao aumento da carga, mas de forma desproporcional, ou seja, o dobro da massa da carga descrita gera um aumento da atividade muscular das costas aproximado a 64% e para o abdômen, a atividade muscular passa a ser 157% maior que a atividade basal (marcha sem carga) (Al-Khabbaz et al., 2008; Goh et al., 1998). Aparentemente, a ativação muscular intensificada e assinérgica é a causa de lesões, problemas nas articulações, hipertonia muscular e frequentes queixas algicas (Al-Khabbaz et al., 2008; Attwells et al., 2006; Knapik et al., 1996; J. H. Lee et al., 1999; Majumdar & Pal, 2010).

O transporte de cargas por períodos prolongados também tem sido associado a lesões e queixas de dor (Al-Khabbaz et al., 2008; Knapik et al., 1996; Orloff & Rapp, 2004; Smith et al., 2010). Aparentemente, a acomodação natural do corpo à nova carga não supera os efeitos prejudiciais da fadiga que sucede a partir de três minutos do transporte (Anderson et al., 2007; Knapik et al., 1996; Orloff & Rapp, 2004; Smith et al., 2010). A fadiga decorrente da ativação muscular constante interfere na percepção sensorial e no controle motor do indivíduo, corroborando também para o comprometimento do seu equilíbrio (Ledin, Fransson, & Magnusson, 2004). Este é o fator que não consegue ser isolado nos estudos sobre os efeitos posturais da macromastia (seios grandes) e da gestação.

O efeito da macromastia na coluna vertebral foi descrito radiologicamente em 2007, caracterizado pela acentuação das curvaturas torácica e lombar (Findikcioglu et al., 2007). Em experimentos realizados com mulheres grávidas, foram observados diminuição da amplitude dos movimentos do tronco e aumento da base de sustentação, além da hiperextensão da coluna vertebral (W. Gilleard et al., 2002). Estes dois trabalhos abordam o carregamento na porção anterior do corpo, que é um tema pouco explorado pela comunidade científica (Anderson et al., 2007).

O transporte de cargas à frente do corpo com o uso dos membros superiores é uma tarefa bastante comum da vida diária, até porque é extremamente útil (M. Lee, Roan, & Smith, 2009; Perry et al.). Até o momento, sabe-se apenas que ele envolve maior gasto de energia do que o uso de mochilas (principalmente com alta velocidade da marcha) (Abe, Yanagawa, & Niihata, 2004) e que a ativação maior da

musculatura do ombro e tronco ocorre no carregamento mais próximo dos ombros, resultado da busca do equilíbrio por meio da hiperextensão da coluna (Anderson et al., 2007). Justamente este ajuste, que mais uma vez acontece na região lombar, é a causa de queixas álgicas na coluna (Dumas et al., 1995; Wu et al., 2004).

## **2.3 GESTANTES**

O aumento progressivo da carga na porção anterior do tronco está entre as muitas alterações que ocorrem no corpo da mulher durante a gestação (Fast, Weiss, Ducommun, Medina, & Butler, 1990; W. L. Gilleard & Brown, 1996). O desenvolvimento do feto promove o aumento progressivo da massa e circunferência do abdômen e dos seios (Dumas et al., 1995; Whitcome et al., 2007). Além disso, ocorre um natural alongamento e diminuição da força do músculo abdominal necessários para a acomodação do feto (Fast et al., 1990; W. L. Gilleard & Brown, 1996; Sabino & Grauer, 2008). Alguns outros efeitos como a diminuição da amplitude dos movimentos do tronco e aumento da base de sustentação foram constatados em estudos sobre a biomecânica de mulheres grávidas (W. Gilleard et al., 2002).

O aumento da base de sustentação característico do período gestacional tem relação com o deslocamento anterior do centro de gravidade (CG) promovido pela posição da carga no corpo da mãe (Sabino & Grauer, 2008). Sabe-se que o CG também desloca-se em média 3,2 cm verticalmente no final do período gestacional (Whitcome et al., 2007). Aparentemente, o deslocamento do CG e o alongamento dos músculos abdominais são as causas da anteversão da pelve (Sabino & Grauer, 2008) e da acentuação da lordose lombar (Sabino & Grauer, 2008; Whitcome et al., 2007).

A hiperlordose lombar está associada à severidade da lombalgia muito frequente em gestantes, pois aumenta o esforço muscular e a compressão da coluna nesta região da espinha (Kashanian, Akbari, & Alizadeh, 2009; Sabino & Grauer, 2008). A ocorrência da lombalgia chega a ser quatro vezes maior em grávidas do que em mulheres não-gestantes (Gutke, Ostgaard, & Oberg, 2008), sendo que esta é a complicação mais comum da gravidez (Darwich, 2009; Gutke et

al., 2008; Ostgaard, Andersson, & Karlsson, 1991; Sabino & Grauer, 2008). Alterações na marcha, decorrentes da nova distribuição da massa corporal, também podem contribuir para várias condições músculo-esqueléticas sintomáticas como a lombalgia (Dumas et al., 1995; Foti, Davids, & Bagley, 2000; Sihvonen, Huttunen, Makkonen, & Airaksinen, 1998; Wu et al., 2004).

A dor interfere nas atividades da vida diária de um terço das gestantes acometidas pelo sintoma álgico nas costas (Mogren & Pohjanen, 2005; Sabino & Grauer, 2008). Este fato consiste em um problema ainda maior quando a dor lombar surgida na gestação persiste no período pós-parto, o que acontece em 30 a 40% dos casos (Nilsson-Wikmar, Harms-Ringdahl, Pilo, & Pahlback, 1999; Nilsson-Wikmar, Holm, Oijerstedt, & Harms-Ringdahl, 2005; Padua et al., 2005; To & Wong, 2003). Nesta fase da vida da mulher, a dor interfere não só em sua qualidade de vida, mas também na qualidade dos cuidados ao bebê (Gutke, Lundberg et al., ; Mogren, 2006; Ostgaard, 1997; Turgut et al., 1998). Os estudos realizados sobre estas complicações apontam a necessidade de se investigar mais a ocorrência e o tratamento dos problemas tão comuns no pós-parto como a lombalgia (Acheson & Danner, 1993).

## **2.4 TRANSPORTE DE BEBÊS**

A partir do momento do parto, a nova mãe irá carregar seu filho de forma muito frequente e por um longo período. Isto ocorre, pois o transporte do bebê no colo envolve menor custo energético que a permissão da marcha independente e iniciante da criança de até 2 anos de idade (J. C. Watson et al., 2008). Apesar de frequente na vida de pelo menos 40% das mulheres do mundo todo (United Nations, 2011) e por este considerável espaço de tempo, um número limitado de pesquisas foi realizado acerca do esforço envolvido no transporte de crianças.

Os poucos estudos que investigaram este tema restringem-se à abordagem do custo energético envolvido na tarefa (Wall-Scheffler et al., 2007; J. C. Watson et al., 2008). A simulação do transporte de bebês em diferentes posições ou com o uso de tipoia permitiu a constatação de que o carregamento simétrico envolvendo os dois membros superiores ou o uso de tipoia são as formas mais eficientes de transporte. (Wall-Scheffler et al., 2007; J. C. Watson et al., 2008). Estes trabalhos buscaram no

gasto energético a confirmação de que a habilidade de carregar filhotes foi o fator preditor da seleção natural que levou as espécies ancestrais homínidas à adoção do bipedalismo (Wall-Scheffler et al., 2007; J. Watson et al., 2009; J. C. Watson et al., 2008). Esta habilidade começou a ser importante à medida que a diminuição dos pêlos do corpo de primatas (em decorrência da redução da umidade do ambiente) gerou a dificuldade dos filhotes se agarrarem ao corpo da mãe para serem transportados. (Amaral, 2008).

A lacuna apontada pelos dois estudos acerca deste tipo de transporte se refere à investigação das implicações biomecânicas e ergonômicas relacionadas a esta tarefa, uma vez que o estudo sobre o gasto energético deixou a questão ainda aberta e não alcança a explicação para as frequentes queixas algicas relatadas por mães. O estudo das curvaturas da coluna vertebral parece ser peça chave em relação à habilidade dos humanos carregarem coisas (J. C. Watson et al., 2008). O envolvimento de bonecos e mulheres que nunca tiveram filhos nos experimentos realizados também foi apontado como possível omissor dos reais resultados. Acredita-se que o uso do modelo fictício pode dificultar a tarefa já que representa um “peso morto”, incapaz de segurar-se ativamente e manter a postura e o equilíbrio (J. C. Watson et al., 2008). Da mesma maneira, o ensaio com mães permitiria mensurar os efeitos do treinamento físico da mulher com relação ao aumento progressivo do peso do feto no útero durante a gestação e ao aprendizado de carregá-lo desde o nascimento (J. C. Watson et al., 2008).

## **2.5 QUANTIFICAÇÃO DO MOVIMENTO**

A quantificação do movimento humano durante atividades da vida diária, tipicamente obtida por sistemas estereofotogramétricos, está se tornando uma ferramenta fundamental para obterem-se decisões clinicamente relevantes (Andriacchi & Alexander, 2000; Chan, Wong, & Goh, 2006). Por causa disto, tem sido proposto um grande número de diferentes modelos para a cinemática do tronco humano durante a locomoção. Os modelos diferem consideravelmente com relação aos segmentos ósseos, terminologia, protocolo de marcadores, eixos anatômicos, definição de sistemas de coordenadas técnicas e anatômicas e convenções de

articulações (Cappozzo, Catani, Croce, & Leardini, 1995; Leardini, Biagi, Belvedere, & Benedetti, 2009). Como podem apresentar discrepâncias importantes, ultimamente tem se recomendado mais atenção no compartilhamento, troca e interpretação de informações e conceitos para a análise da marcha (Engsberg et al., 2009).

O tronco é composto por muitos segmentos ósseos (clavícula, vértebras, costelas, etc) e por isso a maior parte dos modelos para análise do movimento na marcha o considera um único segmento inflexível ou um conjunto de segmentos rígidos que se articulam entre si (Crosbie, Herbert, & Bridson, 1997; Frigo, Carabalona, Dalla Mura, & Negrini, 2003; Syczewska, Oberg, & Karlsson, 1999). Desta forma, é corriqueiro encontrar publicações que oferecem protocolos de avaliação do movimento do tronco mediante a colocação de marcadores superficiais sobre a coluna vertebral, dividindo a mesma em quatro ou cinco blocos conforme a disposição dos marcadores e não conforme as curvaturas fisiológicas da coluna. Nestes trabalhos, o movimento de cada segmento espinal é descrito com relação ao chão ou com relação ao segmento adjacente a ele mesmo (Crosbie et al., 1997; Syczewska et al., 1999).

A fim de aumentar a atenção que tem sido despendida com técnicas confiáveis e consistentes clinicamente, um estudo publicado em 2009 realizou uma comparação quantitativa entre oito modelos de análise do movimento da coluna propostos na última década. Todos os marcadores de cada um dos protocolos testados foram reunidos em um único momento para cada sujeito avaliado. Os resultados deste experimento deixaram claro que o protocolo de colocação de marcadores e cálculo dos ângulos de projeção deve ser escolhido conforme o objetivo do trabalho e os ângulos e planos anatômicos mais relevantes para a população envolvida no experimento (Leardini et al., 2009). Um exemplo da aplicação desta premissa é visível em uma pesquisa sobre o carregamento de cargas: como a bolsa a ser carregada tinha alça unilateral, além de dividir a coluna vertebral em três porções rígidas, os pesquisadores adicionaram ainda marcadores laterais a 4 centímetros das marcas da região lombar para detectar inclinação do tronco no plano frontal (Fowler et al., 2006).

A comparação quantitativa entre os oito modelos de análise do movimento da coluna ainda permitiu concluir que o movimento no plano transversal é o mais difícil de ser detectado em todos os modelos e que apenas alguns deles são hábeis para

revelar mecanismos compensatórios típicos do tronco durante a marcha (Leardini et al., 2009). É o caso do protocolo proposto por Frigo em 2003 gerado com a finalidade de caracterizar o padrão fisiológico dos movimentos do tronco e ombros durante a marcha (Frigo et al., 2003). Este estudo envolveu apenas mulheres jovens sem qualquer tipo de deformação na coluna e priorizou a colocação dos marcadores sobre os processos espinhosos de vértebras que ajudam a caracterizar as curvaturas da coluna vertebral, como a cifose torácica e a lordose lombar do plano sagital. O método abrange apenas 4 marcadores principais na coluna (C7, ápice da cifose torácica e da lordose lombar e S2) e nenhum na porção anterior do tronco, sendo muito útil na análise da marcha com transporte de carga à frente do corpo. Por descrever detalhadamente o movimento do tronco, também é bastante eficiente para relacionar a mobilidade da coluna às diferentes fases da marcha (Frigo et al., 2003).

A confiabilidade de experimentos com marcadores colados na superfície da pele foi testada em um trabalho que empregou o uso de fios de kirshner em vértebras lombares e câmeras que capturam o movimento de marcadores unidos a estes fios. Aparentemente, em atividades simples como a caminhada, o movimento dos pinos é muito aproximado à distração da pele abaixo dos marcadores superficiais, pois os resultados de ambos os tipos de mensuração de movimento são bastante semelhantes, principalmente na abordagem do plano sagital (Rozumalski et al., 2008).

## 3 MÉTODO

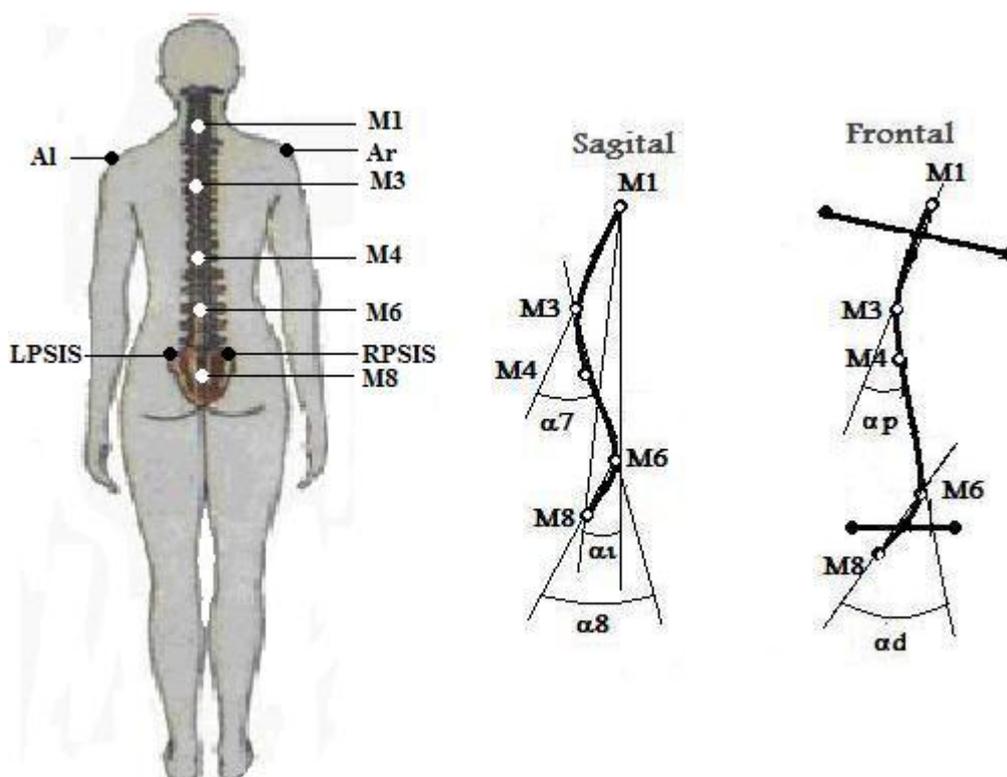
### **3.1 AMOSTRA**

O experimento foi realizado utilizando dois grupos de mulheres: um constituído por 20 mães e o outro, por 44 mulheres que nunca tiveram filhos. No grupo de mães, o peso da criança foi controlado, o qual deveria ser de aproximadamente 10 kg (peso médio para um bebê de aproximadamente 11 meses). Além disso, serviu como critério de exclusão para participação no trabalho presença de qualquer alteração músculo-esquelética que comprometesse a marcha da mulher.

Este trabalho foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa local e todas as participantes assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido.

### **3.2 PROCEDIMENTOS**

A análise do movimento e a identificação das curvaturas da coluna vertebral foram realizadas a partir da modelagem da coluna com marcadores superficiais retrofletivos colados sobre a pele em diferentes regiões do corpo. A colocação dos marcadores e o cálculo dos ângulos de projeção seguiu o protocolo proposto por Frigo e colaboradores em 2003 (Frigo et al., 2003), que permite a descrição detalhada do movimento do tronco sem envolver marcadores na porção anterior do corpo. Os marcadores utilizados e os ângulos analisados neste trabalho estão descritos na Figura 2.



**FIGURA 2** – Protocolo de colocação de marcadores para medição das curvaturas da coluna vertebral utilizado neste estudo.

Os marcadores M1, M3, M6 e M8 mostrados na Figura 2 foram colocados diretamente na coluna vertebral sobre os seguintes processos espinhosos respectivamente: C7, T6 ou T7 (ápice da cifose torácica), L3 (ápice da lordose lombar) e última vértebra sacral palpável (em geral, S2). O marcador M4 foi posicionado equidistante entre M3 e M6 (aproximadamente sobre a vértebra T10). Também foram sinalizadas as duas espinhas ilíacas pósterio superiores (PSIS) e os acrômios esquerdo e direito (AI e Ar respectivamente).

Outros oito marcadores, não mostrados na Figura 2, também fizeram parte da sinalização para ajudar na caracterização dos movimentos da pelve e membros inferiores. Esses foram colocados sobre: espinhas ilíacas ântero- superiores direita e esquerda, cristas ilíacas direita e esquerda, calcâneos e cabeças do segundo metatarso dos pés direito e esquerdo.

A projeção dos ângulos das curvaturas da coluna vertebral, tronco e pelve foi baseada em três pontos para cada região e plano de interesse, conforme apresentado também na Figura 2:

1. Ângulo de **Inclinação do tronco no plano sagital ( $\alpha_1$ )**: ângulo entre a linha M1–M8 e a linha vertical projetada no plano sagital (em relação ao sistema de referência do laboratório);
2. Ângulo de **Cifose Torácica ( $\alpha_7$ )**: ângulo entre os segmentos da coluna definidos pelas marcas M1–M3 e M3–M6 que foram projetados no plano sagital local (no sistema de referência da pelve);
3. Ângulo de **Lordose Lombar ( $\alpha_8$ )**: ângulo entre os segmentos da coluna definidos pelas marcas M3–M6 e M6–M8 que foram projetados no plano sagital local (no sistema de referência da pelve);
4. Ângulo da **Curvatura proximal ( $\alpha_P$ )**: ângulo entre os segmentos da coluna definidos pelas marcas M1–M3 e M3–M6 que foram projetados no plano frontal local (no sistema de referência da pelve);
5. Ângulo da **Curvatura distal ( $\alpha_D$ )**: ângulo entre os segmentos da coluna definidos pelas marcas M3–M6 e M6–M8 que foram projetados no plano frontal local (no sistema de referência da pelve);
6. Ângulo de **Anteversão pélvica** (inclinação da pelve no plano sagital): ângulo entre o eixo ântero-posterior da pelve e o plano horizontal;
7. Ângulo de **Obliquidade pélvica** (inclinação da pelve no plano frontal): ângulo entre o eixo médio-lateral da pelve e o plano horizontal;
8. Ângulo de **Rotação pélvica** (inclinação da pelve no plano transversal): ângulo entre o eixo médio-lateral da pelve e o plano frontal.

Os marcadores posicionados em C7, L3 e calcâneos, também foram utilizados na estimativa da projeção do centro de gravidade nas 3 direções: ântero-posterior (plano horizontal), médio-lateral (plano horizontal) e vertical (plano vertical).

### **3.3 INSTRUMENTOS**

Para o registro da posição dos marcadores durante as tarefas foi utilizado um sistema de análise tridimensional do movimento (Vicon 460, Vicon Inc.) composto por seis câmeras que operam no infravermelho. A aquisição dos dados foi feita com frequência de 60 Hz. Para determinar uma passada completa do andar, definida como o intervalo entre dois toques sucessivos do mesmo pé no chão utilizamos

duas plataformas de força (OR6, AMTI Inc.). Uma dessas plataformas foi usada para a tarefa de equilíbrio.

### **3.4 TAREFAS EXPERIMENTAIS**

Todas as mulheres analisadas foram solicitadas completar duas tarefas: (1) caminhar em linha reta em uma superfície plana, com velocidade confortável auto-selecionada, por cerca de 7 metros e (2) manter-se na postura ereta quieta por trinta segundos, em cima da plataforma de força. Para ambas as tarefas, havia três condições para o grupo Mães: (A) carregando nada (condição simples), (B) carregando seu bebê no colo (condição bebê), e (C) carregando um boneco no colo de peso ajustado ao peso do bebê e com 50 cm de comprimento (condição boneco). O grupo Não-mães realizou apenas as condições sem carga e boneco; o boneco teve sempre massa de 10kg para este grupo.

Para padronizar as tarefas intra-sujeitos de diferentes dominâncias laterais (direita ou esquerda) e não alongar muito o tempo de coleta, o bebê e o boneco foram carregados sempre à frente do corpo e com os dois braços por ambos os grupos. Além disto, cada participante foi instruída a manter a velocidade da caminhada semelhante entre as tentativas de todas as condições a que se submeteram e todas as voluntárias executaram ambas tarefas sem nenhum tipo de calçado.

As mulheres executaram 10 tentativas de caminhada em cada condição e apenas uma tentativa na tarefa ereta quieta. A ordem da execução das condições foi randomizada e balanceada entre as participantes para evitar qualquer efeito da fadiga ou mudança de hábito em função da repetição das tarefas. Também, foi reservado um intervalo de no mínimo 1 minuto de descanso entre cada bloco de tarefas.

### **3.5 PROCESSAMENTO DOS DADOS**

Todos os dados coletados foram processados no programa da Vicon e Visual3D (C-Motion Inc.), onde também foram feitos os cálculos dos ângulos de projeção. Os dados das posições dos marcadores foram filtrados por meio de um filtro Butterworth passa-baixa e atraso de fase zero com 5 Hz de frequência de corte.

Para o estudo da marcha, normalizamos o ciclo de passada de todas as participantes em todas as condições na base temporal entre 0 e 100%, com passo de 1%. Assim, independente da velocidade com que executaram a tarefa, pudemos proceder à comparação entre sujeitos.

A tarefa de equilíbrio no plano horizontal foi analisada a partir do Centro de Pressão (CP) ântero-posterior e médio-lateral, já que, para esta tarefa de pouca frequência de oscilação do corpo, a média do deslocamento do CP no plano horizontal coincide com a média da posição do Centro de Gravidade (CG). O CP nas direções Antero-posterior (AP) e médio-lateral (ML) foi calculado a partir de sinais mensurados pela plataforma de força, assim como segue:

$$CP_{ap} = (-h \cdot F_x - M_y) / F_z$$

$$CP_{ml} = (-h \cdot F_y + M_x) / F_z$$

Onde  $h$  é a altura da base de apoio acima da plataforma de força,  $F_x$ ,  $F_y$  e  $F_z$  são a força de reação do solo (FRS) nas direções médio-lateral, Antero-posterior e vertical respectivamente e  $M_x$  e  $M_y$  são as componentes do momento de  $F_x$  e  $F_y$ .

A estimativa do deslocamento do CG no plano vertical considerou o método cinemático, a partir do modelo antropométrico de Dempster (Winter, 1990), que propõe a estimativa das massas de cada segmento do sujeito possibilitando a estimativa da respectiva posição do CG e, portanto, do CG vertical do corpo todo. Neste estudo, foram utilizados os dados dos marcadores colocados nas participantes para construir um modelo do corpo de apenas dois segmentos rígidos: dos pés ao quadril e do quadril até a cabeça.

A análise estatística dos ângulos foi realizada no programa estatístico R. O cálculo da projeção do centro de gravidade e a estatística correspondente foram realizados no programa Matlab (Mathworks Inc.).

## **3.6 ANÁLISE DE DADOS**

### **3.6.1 Amostra**

Para cada mulher e bebê presente no estudo, foram medidos:

- Idade (em anos para as mulheres e em meses para os bebês);
- Massa (em quilogramas);

- Altura (em metros para mulheres e bebês).

Considerando apenas o grupo das mães, foram computadas também:

- Número de gestações (classificado como “uma” ou “mais que uma”);
- Tipo de parto (normal ou cesariana);
- Dominância (direita ou esquerda).

### **3.6.2 Curvaturas da Coluna Vertebral**

Para iniciar a análise da marcha nós calculamos uma série temporal média entre as 10 tentativas de cada sujeito em cada condição; assim, obtivemos a série temporal média do ciclo para cada mulher como uma representativa do seu andar em cada uma das condições que ela realizou. A partir desta, calculamos outra série temporal média entre todas as participantes de determinada condição e grupo, para representar o padrão de marcha em cada grupo e condição. Com isso, foi possível calcular o ângulo médio da passada completa de cada condição em cada um dos grupos e assim proceder à investigação do efeito da carga sobre as curvaturas da coluna.

A mensuração das curvaturas da coluna vertebral deu origem a oito variáveis dependentes: para um ciclo de marcha completo, os ângulos médios de

- Inclinação do tronco
- Lordose lombar;
- Cifose torácica;
- Curvatura proximal;
- Curvatura distal;
- Obliquidade pélvica;
- Rotação pélvica;
- Inclinação pélvica;

### **3.6.3 Projeção do Centro de Gravidade**

Para a avaliação da tarefa de equilíbrio, nós procuramos comparar o quanto a posição do CG foi alterada em cada condição a partir do cálculo do deslocamento médio do CG de cada uma das participantes nas três direções. A partir do valor médio descrito, foram calculados valores médios entre as participantes,

representativos do deslocamento do CG para cada grupo e condição, em cada uma das três direções. Assim, obtivemos outras três variáveis dependentes: deslocamento médio do CG na direção

- Ântero-posterior (plano horizontal)
- Médio-lateral (plano horizontal)
- Vertical (plano vertical)

O cálculo da média do deslocamento do CG na direção ântero-posterior utilizou a posição dos pés como referência; assim, o valor negativo indica deslocamento para trás.

A média do deslocamento do CG nas direções médio-lateral e vertical tomou como referência a posição média do marcador da coluna L3 (região lombar); portanto, um valor positivo significa que o CG deslocou-se para a esquerda e para cima do marcador L3.

### **3.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA**

Com o intuito de caracterizar a amostra selecionada foi realizada uma análise descritiva baseada no cálculo de medidas resumo, construção de tabelas de frequência e de gráficos do tipo box plot. A comparação entre grupos foi realizada através da aplicação do teste-t.

Para verificar a existência do efeito de condição e de interações entre grupo e condição sob as curvaturas da coluna vertebral, aplicamos o teste de Wald (A., 1982).

Para determinar o efeito de condição e grupo no deslocamento do CG utilizamos teste-t com correção de Bonferroni para múltiplas comparações. Para todos os testes foi utilizado um nível de significância de 0,05.

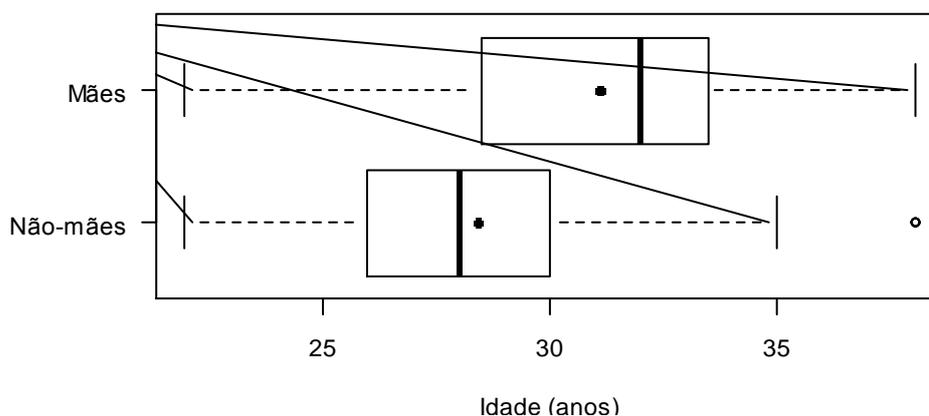
### **3.8 COLABORADORES**

Este trabalho contou com a colaboração do médico especialista em coluna vertebral Alexandre Sadao Iutaka do Instituto Vita, e da Profa. Dra. Lia Q. Amaral do Instituto de Física da Universidade de São Paulo.

## 4 RESULTADOS

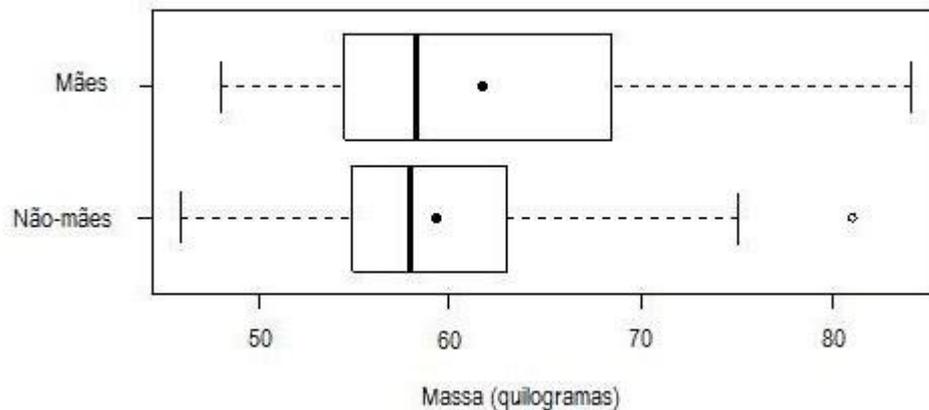
### 4.1 CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA

Participaram do experimento dois grupos de mulheres com idades variando entre 22 e 38 anos: um constituído por 20 mães (grupo Mães) e o outro, constituído por 44 mulheres que nunca tiveram filhos (grupo Não-Mães). Na Figura 3 é apresentado o Box plot da idade para ambos os grupos, onde nota-se que a média de idade (ponto cheio) para o grupo Mães é 31,1 anos, mas as idades das voluntárias concentram-se entre 28 e 33 anos enquanto a média de idades do grupo Não-Mães é 28,4 anos, com concentração maior entre as idades de 26 e 30 anos e menor variabilidade. Comparando-se os grupos com teste-t, foi possível constatar homogeneidade entre a idade das participantes ( $p=0,0073$ ).



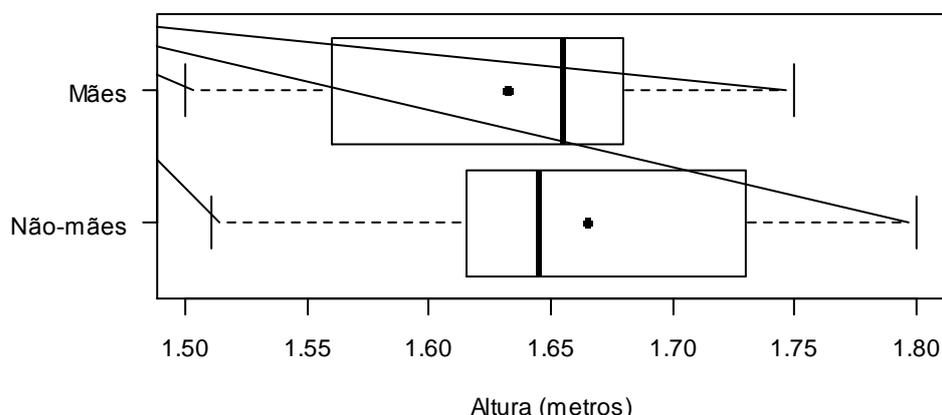
**FIGURA 3** – Box plot da idade de todas as participantes do estudo. Os pontos cheios sinalizam a média das idades de cada um dos grupos e as linhas verticais espessas representam as medianas.

Com relação à massa das participantes, os grupos apresentaram-se também bastante semelhantes, uma vez que a diferença entre as médias dos grupos foi ainda menor: 61,8 kg para o grupo Mães e 59,4 kg para o grupo Não-Mães. Entretanto, a comparação com teste-t revelou diferença entre os grupos ( $p= 0,41$ ). Na Figura 4, nota-se que o grupo Mães apresenta maior variabilidade, com predominância de massas entre 55 e 70 kg, ao passo que o grupo Não-Mães apresenta predominância de massas entre 56 e 64 kg.



**FIGURA 4** – Box plot da massa de todas as participantes do estudo. A média das massas de cada um dos grupos está sinalizada por pontos cheios e as medianas pelas linhas verticais espessas.

A comparação entre as alturas das voluntárias apontou diferença entre os grupos ( $p= 0,2$ ), o que também pode ser observado no Box plot da Figura 5. Ambos os grupos apresentaram variabilidade semelhante (entre 1,50 e 1,75 metros para o grupo Mães e entre 1,51 e 1,80 metros para o grupo Não-Mães) e média aproximada: 1,63 metros no grupo Mães e 1,66 metros no grupo Não-Mães. A maior concentração das alturas foi entre 1,55 e 1,68 metros no grupo Mães e entre 1,61 e 1,74 metros no outro grupo.



**FIGURA 5** – Box plot da altura de todas as participantes que constituíram o estudo. A média das alturas de cada um dos grupos está apontada com pontos cheios e as medianas com linhas verticais espessas.

Algumas características das mulheres que constituíram o grupo Mães foram relacionadas na Tabela 1, onde podemos observar que 18 mães (90%) apresentam dominância direita, 15 mães (75%) tiveram apenas uma gestação e somente 2 (10%) delas realizaram parto normal.

**Tabela 1** – Frequências absolutas de algumas características (quantidade de gestações, tipo de parto e dominância) das participantes do grupo Mães.

Número de gestações	Frequência absoluta	
	1	2 ou mais
	15	5
Tipo de parto	cesariana	normal
	18	2
Dominância	direita	esquerda
	18	2

As características dos bebês podem ser vistas na Tabela 2. Os bebês tinham em média 11 meses, 10 kg (aproximadamente 15% da massa corporal da mãe) e 0,73m de altura. Vale ressaltar que o critério de inclusão das mães foi a massa do filho que deveria ser aproximadamente 10 kg.

**Tabela 2** – Medidas resumo para idade (meses), massa (quilogramas), e altura (em metros) dos bebês.

	Média	Desvio padrão	Erro padrão	Mínimo	Máximo
<b>Idade</b>	11,40	4,17	0,93	6,00	22,00
<b>Peso</b>	9,75	1,06	0,24	8,20	13,00
<b>Altura</b>	0,73	0,06	0,01	0,52	0,80

## 4.2 CURVATURAS DA COLUNA VERTEBRAL

A análise da marcha das participantes identificou ausência de alteração do comprimento da passada ( $p < 0,001$  para as mães e mulheres sem filhos) e da velocidade da marcha ( $p = 0,004$  para Mães simples vs. Mães bebê;  $p = 0,03$  para Mães simples vs. Mães boneco;  $p < 0,001$  para mulheres sem filhos) entre as duas ou três condições realizadas por cada um dos sujeitos.

Também, foi observado que todas as participantes exibiram padrões consistentes para todos os ângulos da coluna vertebral e da pelve durante um ciclo de marcha. A partir das constatações descritas acima, procedeu-se a comparação dos parâmetros propostos.

Os resultados estão dispostos em itens separados, de acordo com a curvatura da coluna vertebral analisada. Cada item conta com medidas resumo contidas em tabelas e gráficos Box plot, descrevendo a análise do ângulo em cada um dos grupos, sob as diferentes condições. A exploração da existência de efeitos de interação entre grupo e condição está apresentada em gráficos de perfil.

Nos gráficos Box plot é possível observar o valor médio do ângulo analisado representado pelos pontos cheios, enquanto as medianas estão ilustradas pelas linhas horizontais espessas. Nos gráficos de perfil, as variações correspondentes ao erro padrão das médias são representadas pelos segmentos verticais e, portanto, a interação entre dois fatores fica evidente apenas quando os segmentos que ligam dois pontos médios (valor do ângulo médio) não apresentam paralelismo.

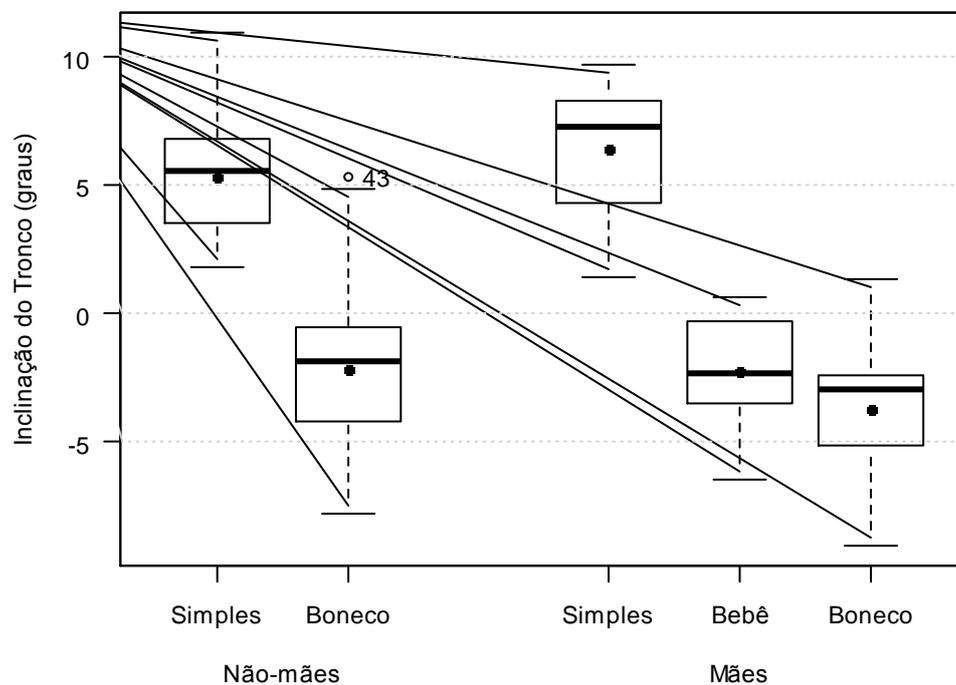
O último item (4.2.9 Curvaturas da Coluna Vertebral) contém um gráfico de radar que reúne informações das oito curvaturas da coluna analisadas, proporcionando uma visão geral dos efeitos de grupo e condição.

#### **4.2.1 Inclinação do Tronco**

Conforme o que se pode observar na Tabela 3 e na Figura 6, o ângulo médio de inclinação do tronco das voluntárias dos dois grupos variou entre as condições de carga e sem carga (grupo Mães: simples = 6°; bebê = -2°; boneco = -4°; grupo Não-Mães: simples = 5°; boneco = -2°). Isto significa que todas as voluntárias inclinaram o tronco para trás quando carregaram carga (Teste Wald = 379,28;  $p < 0,001$ ). Foi possível notar também uma pequena diferença entre as condições bebê e boneco do grupo Mães, denotando que as mães inclinaram o tronco um pouco mais quando carregaram os bonecos (Teste Wald = 221,89;  $p < 0,001$ ).

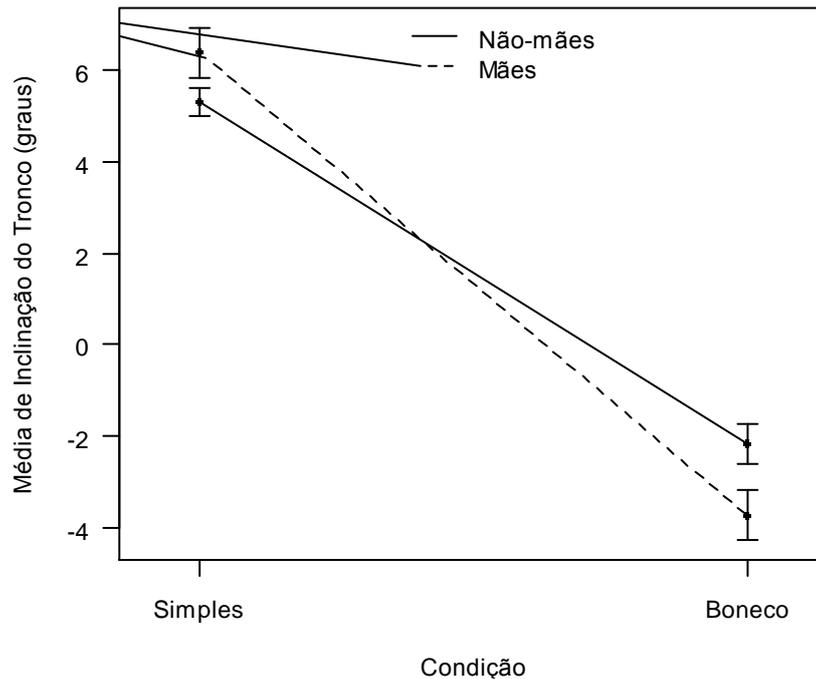
**Tabela 3** – Medidas resumo para os ângulos médios de inclinação do tronco.

Grupo	Condição de carga	Média	Desvio padrão	Erro padrão	Mínimo	Máximo
Não-mães	Simple	5,30	2,03	0,31	1,80	10,90
	Boneco	-2,18	2,78	0,42	-7,80	5,30
Mães	Simple	6,38	2,41	0,54	1,40	9,70
	Bebê	-2,28	2,04	0,46	-6,50	0,60
	Boneco	-3,75	2,45	0,55	-9,10	1,30



**FIGURA 6** – Box plot dos ângulos médios de inclinação do tronco para os dois grupos sob cada condição. A média do ângulo médio de inclinação do tronco está sinalizada pelos pontos cheios e as medianas pelas linhas horizontais espessas. O outlier da condição boneco do grupo Não-mães está ilustrado com um ponto vazio.

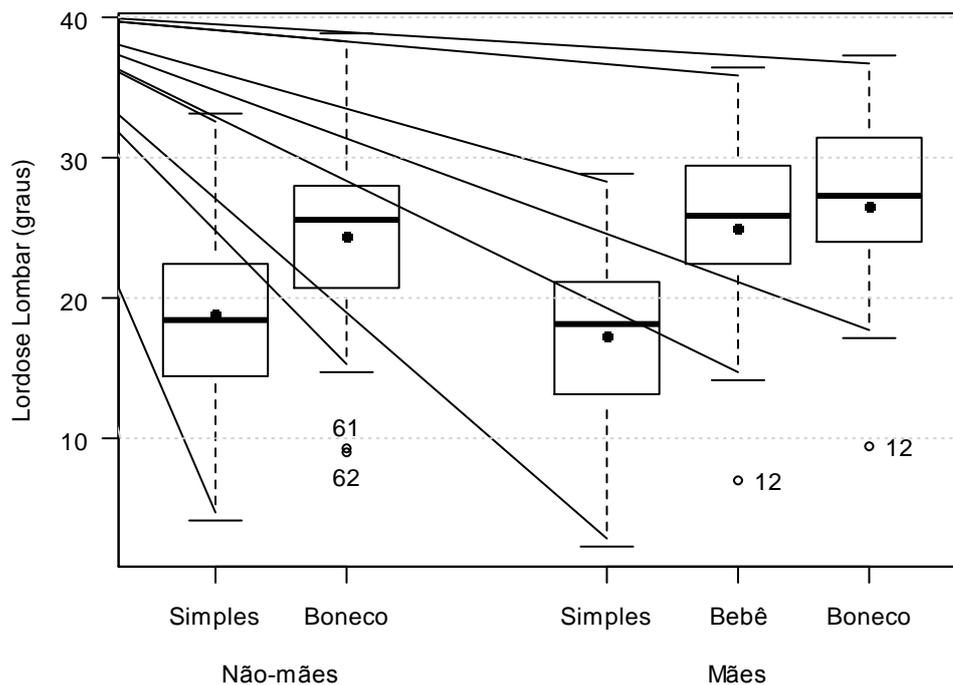
A Figura 7 é um gráfico de perfil da média dos ângulos de inclinação do tronco para as condições sem carga e boneco dos dois grupos. A observação desta figura deixa claro o efeito de interação significativo entre grupo e condição que foi mensurado com o teste estatístico (Teste Wald = 379,28;  $p < 0,001$ ), demonstrando que quando carregaram bonecos, mulheres sem filhos inclinaram o tronco de forma diferente do que fizeram as mães nesta mesma condição: mulheres sem filhos inclinaram menos o tronco para trás.



**FIGURA 7** – Perfis de médias dos ângulos de inclinação do tronco segundo o grupo e as condições simples e boneco. A variabilidade do ângulo médio (que está ilustrado pelo ponto cheio em cada uma das condições dos dois grupos) está representada pelos segmentos verticais.

#### 4.2.2 Lordose Lombar

A análise da variável lordose lombar está apresentada na Figura 8 e na Tabela 4 a seguir. É possível constatar que existe uma diferença expressiva entre as condições sem carga e com carga nos dois grupos (Teste Wald = 422,14;  $p < 0,001$ ), sugerindo que o carregamento de qualquer tipo de carga promove a diminuição desta curvatura da coluna vertebral (grupo Mães: simples = 17°; bebê = 25°; boneco = 26°; grupo Não-Mães: simples = 19°; boneco = 24°). Além disso, foi constatada diferença significativa entre as condições bebê e boneco do grupo Mães (Teste Wald = 161,65;  $p < 0,001$ ) e entre a forma que as mães e as mulheres que nunca tiveram filhos respondem ao carregamento do boneco (Teste Wald = 394,29;  $p < 0,001$ ), ou seja, há diferença entre a resposta da curvatura lombar para os dois tipos de carga (animada e inanimada) e entre as condições simples e boneco dos grupos.

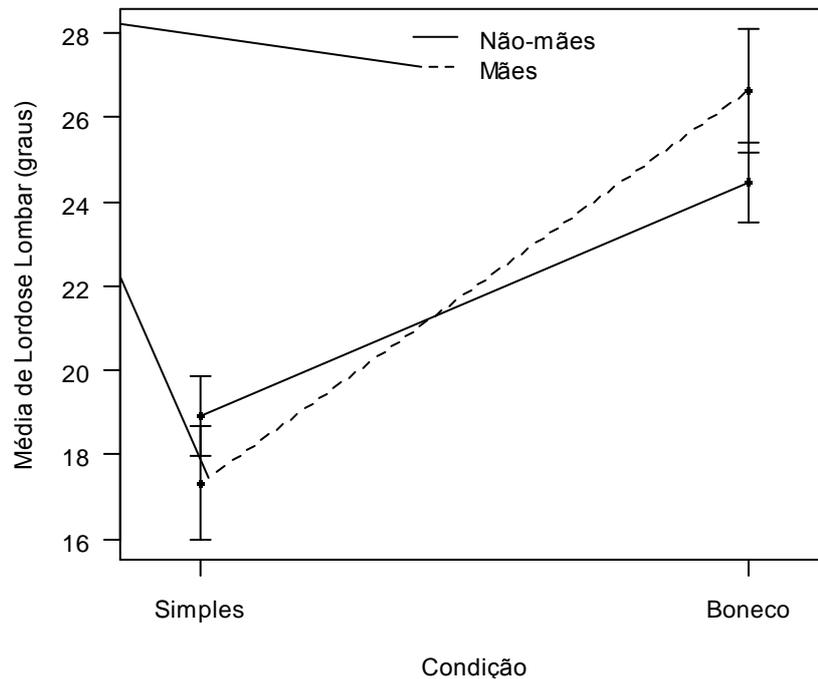


**FIGURA 8** – Box plot dos ângulos médios de lordose lombar para os dois grupos sob cada condição. A média do ângulo médio de lordose lombar está sinalizada pelos pontos cheios e as medianas pelas linhas horizontais espessas. Os outliers estão apontados como pontos vazios no gráfico.

**Tabela 4** – Medidas resumo para os ângulos médios de lordose lombar.

Grupo	Condição de carga	Média	Desvio padrão	Erro padrão	Mínimo	Máximo
Não-mães	<b>Simples</b>	18,92	6,20	0,94	4,20	33,10
	<b>Boneco</b>	24,44	6,26	0,94	9,00	38,80
Mães	<b>Simples</b>	17,32	6,04	1,35	2,30	28,90
	<b>Bebê</b>	25,06	6,96	1,56	7,10	36,40
	<b>Boneco</b>	26,62	6,57	1,47	9,40	37,30

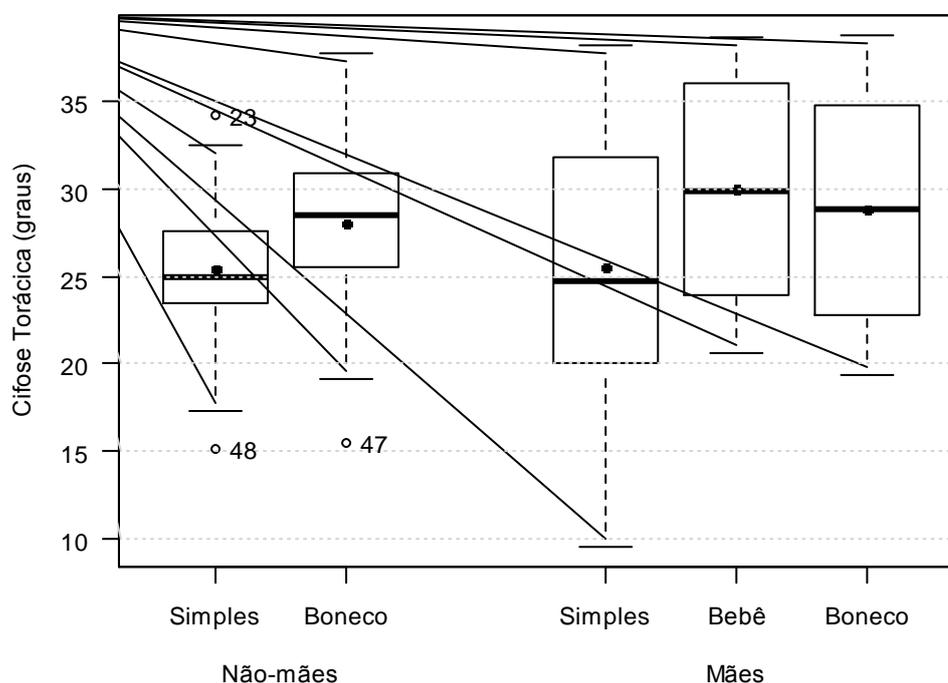
Os dados apresentados na Figura 9 abaixo ilustram a diferença entre os grupos com relação ao tipo de ajuste da lordose lombar descrito anteriormente.



**FIGURA 9** – Perfis de médias dos ângulos de lordose lombar segundo o grupo e as condições simples e boneco. A variabilidade do ângulo médio (que está ilustrado pelo ponto cheio em cada uma das condições dos dois grupos) está representada pelos segmentos verticais.

#### 4.2.3 Cifose Torácica

Considerando a Figura 10 e Tabela 5, nota-se uma diminuição do ângulo cifótico conforme as mulheres dos dois grupos são submetidas ao carregamento de carga: grupo Mães – simples = 25°; bebê = 30°; boneco = 29°; grupo Não-Mães – simples = 25°; boneco = 28° (Teste Wald = 29,20;  $p < 0,001$ ). Da mesma forma que para a curvatura analisada acima, foi constatada diferença entre as condições bebê e boneco (Teste Wald = 37,71;  $p = 0,004$ ). A partir dos dados ilustrados também é possível observar diferenças de variabilidade: o grupo Mães apresenta maior variabilidade que o grupo Não-Mães, independentemente da condição de carregamento.

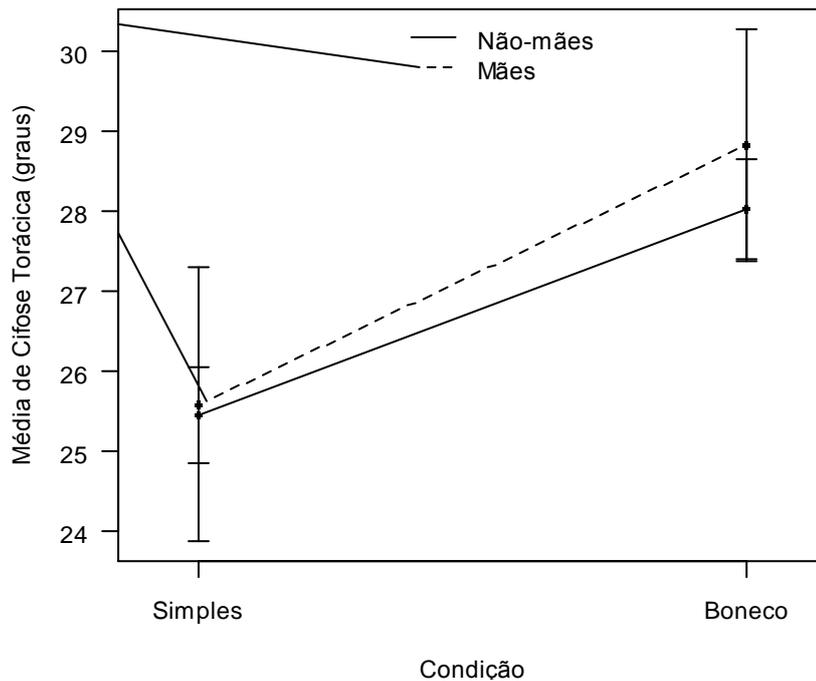


**FIGURA 10** – Box plot dos ângulos médios de cifose torácica para os dois grupos sob cada condição. A média do ângulo médio de cifose torácica está sinalizada pelos pontos cheios e as medianas pelas linhas horizontais espessas. Os outliers estão apontados por pontos vazios.

**Tabela 5** – Medidas resumo para os ângulos médios de cifose torácica.

Grupo	Condição de carga	Média	Desvio padrão	Erro padrão	Mínimo	Máximo
Não-mães	Simples	25,45	3,91	0,59	15,10	34,30
	Boneco	28,02	4,23	0,64	15,50	37,80
Mães	Simples	25,59	7,64	1,71	9,50	38,30
	Bebê	30,07	6,48	1,45	20,60	38,70
	Boneco	28,84	6,41	1,43	19,40	38,80

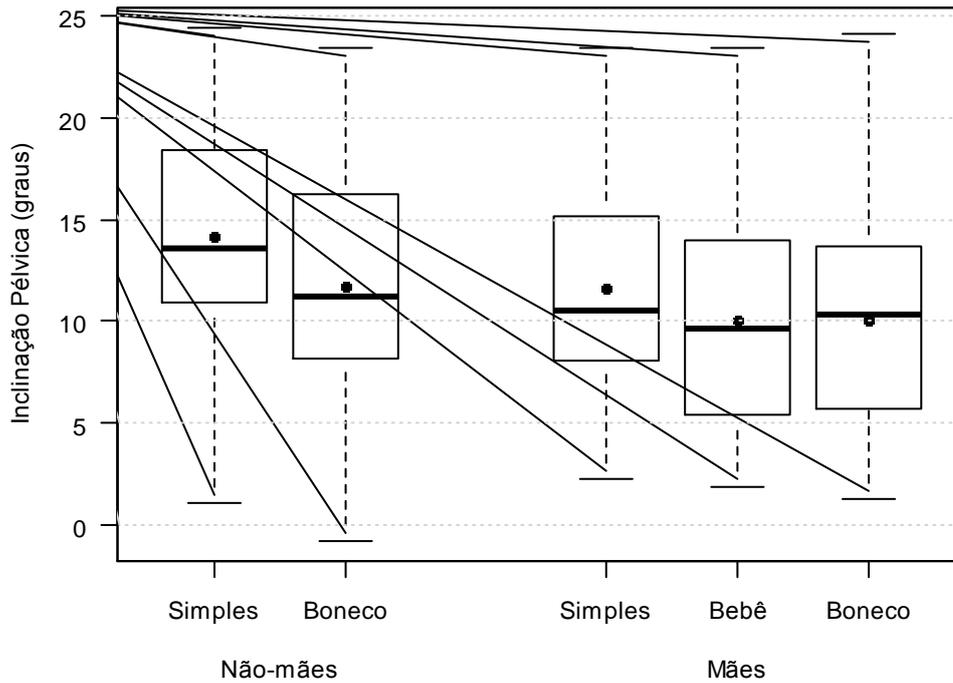
A investigação do efeito de interação entre grupo e condição é mostrada na Figura 11. Nota-se ausência de efeito de interação significativo e isso significa que não há diferença nas condições simples e boneco entre os grupos (Teste Wald = 29,20;  $p < 0,001$ ).



**FIGURA 11** – Perfis de médias dos ângulos de cifose torácica segundo o grupo e as condições *simples* e *boneco*. A variabilidade do ângulo médio (que está ilustrado pelo ponto cheio em cada uma das condições dos dois grupos) está representada pelos segmentos verticais.

#### 4.2.4 Inclinação Pélvica

Os resultados da mensuração da inclinação pélvica durante a marcha estão ilustrados na Figura 12 e na Tabela 6. Apesar de ser possível observar valores muito próximos entre as condições (grupo Mães: sem carga = 11°; bebê = 10°; boneco = 10°; grupo Não-Mães: sem carga = 14°; boneco = 11°), a análise estatística revelou diferença significativa entre as condições sem e com carga nos dois grupos (Teste Wald = 360;  $p < 0,001$ ). Nota-se que o ângulo médio de inclinação pélvica das mulheres do grupo Não-Mães é um pouco maior que o ângulo médio das mulheres do grupo Mães, quando todas elas não carregam algo. Entretanto, nesta análise não foi identificada diferença significativa entre as condições bebê e boneco do grupo Mães ( $p = 0,90$ ).

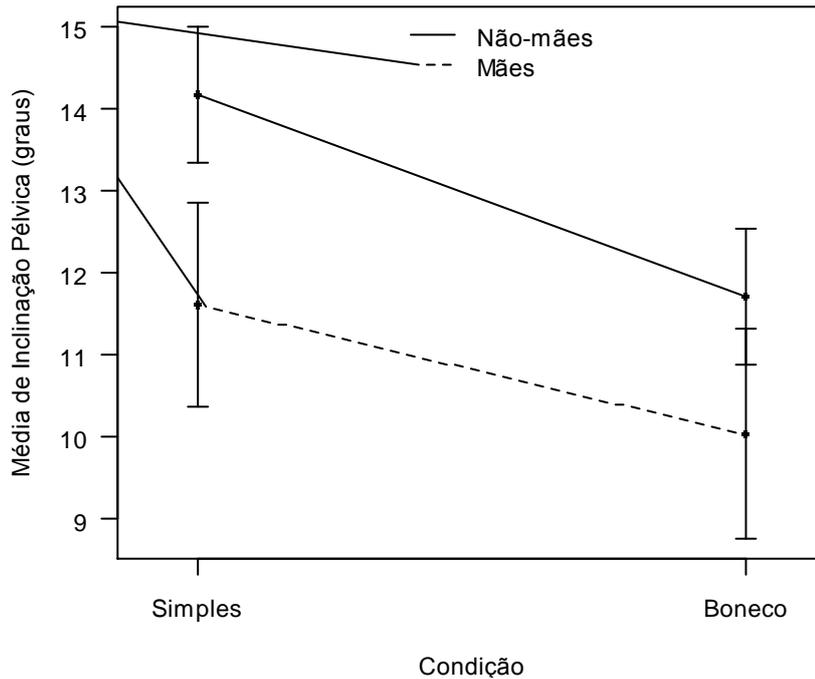


**FIGURA 12** – Box plot dos ângulos médios de inclinação pélvica para os dois grupos sob cada condição. A média do ângulo médio de inclinação pélvica está sinalizada pelos pontos cheios e as medianas pelas linhas horizontais espessas.

**Tabela 6** - Medidas resumo para os ângulos médios de inclinação pélvica.

Grupo	Condição de carga	Média	Desvio padrão	Erro padrão	Mínimo	Máximo
Não-mães	<b>Simples</b>	14,16	5,48	0,83	1,10	24,40
	<b>Boneco</b>	11,71	5,52	0,83	-0,80	23,40
Mães	<b>Simples</b>	11,61	5,58	1,25	2,30	23,40
	<b>Bebê</b>	10,07	5,39	1,21	1,90	23,40
	<b>Boneco</b>	10,03	5,71	1,28	1,30	24,10

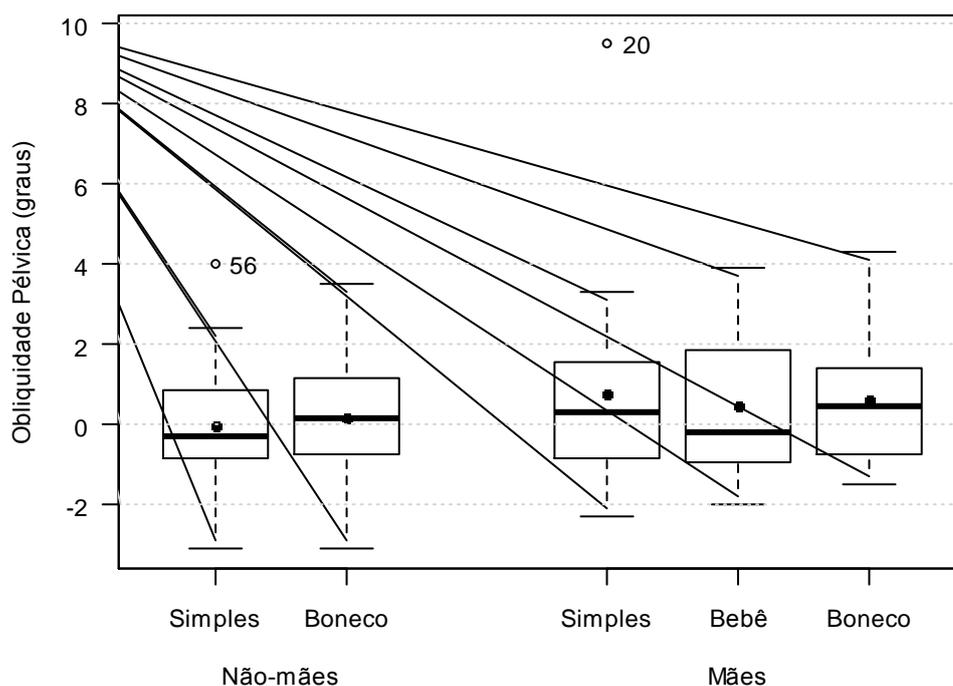
A observação da Figura 13 permite concluir que não há efeito de interação significativo entre grupo e condição para esta curvatura da coluna, ou seja, mães e mulheres sem filhos realizam o mesmo pequeno ajuste na inclinação da pelve quando carregam bonecos.



**FIGURA 13** – Perfis de médias dos ângulos de inclinação pélvica segundo o grupo e as condições simples e boneco. A variabilidade do ângulo médio (que está ilustrado pelo ponto cheio em cada uma das condições dos dois grupos) está representada pelos segmentos verticais.

#### 4.2.5 Obliquidade Pélvica

Os valores dos ângulos médios da obliquidade pélvica estão apresentados na Figura 14 e na Tabela 7, onde é fácil notar que se concentram em torno do valor zero e não evidenciam diferenças quanto ao grupo e à condição (grupo Mães: simples = 1°; bebê = 0°; boneco = 0°; grupo Não-Mães: simples = 0°; boneco = 0°) (Teste Wald = 1,89;  $p=0,17$ ). A variabilidade das medidas sob cada grupo e condição parece ser constante.



**FIGURA 14** – Box plot dos ângulos médios de obliquidade pélvica para os dois grupos sob cada condição. A média do ângulo médio de obliquidade pélvica está sinalizada pelos pontos cheios e as medianas pelas linhas horizontais espessas. O outlier da condição simples do grupo Não-mães está representado pelo ponto vazio.

**Tabela 7** – Medidas resumo para os ângulos médios de obliquidade pélvica.

Grupo	Condição de carga	Média	Desvio padrão	Erro padrão	Mínimo	Máximo
Não-mães	Simples	-0,06	1,39	0,21	-3,10	4,00
	Boneco	0,18	1,56	0,23	-3,10	3,50
Mães	Simples	0,76	2,55	0,57	-2,30	9,50
	Bebê	0,45	1,84	0,41	-2,00	3,90
	Boneco	0,64	1,61	0,36	-1,50	4,30

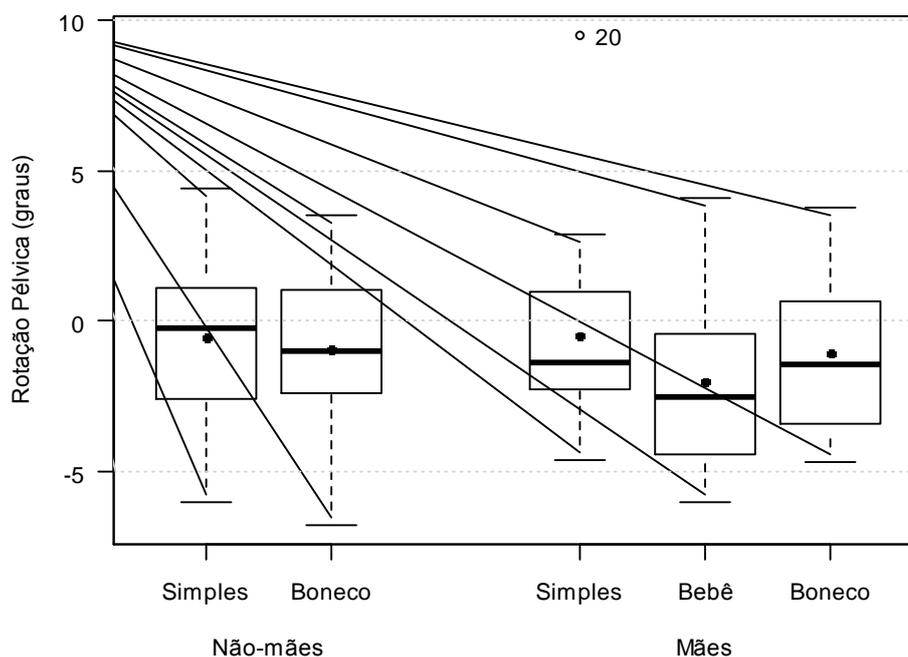
A investigação do efeito de interação entre grupo e condição demonstra, assim como esperado, ausência de diferença significativa nas condições simples e boneco entre os grupos (Teste Wald = 1,89;  $p=0,17$ ). Os valores de obliquidade pélvica obtidos para a condição de carregamento do bebê apresentam assimetria positiva, mas também não foi constatada diferença entre as condições de carga do grupo Mães (Teste Wald = 6,03;  $p=0,840$ ).

#### 4.2.6 Rotação Pélvica

A variável rotação pélvica apresentada na Tabela 8 e na Figura 15 compartilha as mesmas características da variável anterior (grupo Mães: simples = 0°; bebê = -2°; boneco = 1°; grupo Não-Mães: simples = 0°; boneco = 0°), inclusive a presença do valor atípico 9,5° pertencente à mãe de número 20.

**Tabela 8** – Medidas resumo para os ângulos médios de rotação pélvica.

Grupo	Condição de carga	Média	Desvio padrão	Erro padrão	Mínimo	Máximo
Não-mães	<b>Simple</b>	-0,58	2,40	0,36	-6,00	4,40
	<b>Boneco</b>	-0,94	2,49	0,37	-6,80	3,50
Mães	<b>Simple</b>	-0,50	3,06	0,68	-4,60	9,50
	<b>Bebê</b>	-2,02	2,80	0,63	-6,00	4,10
	<b>Boneco</b>	-1,08	2,67	0,60	-4,70	3,80



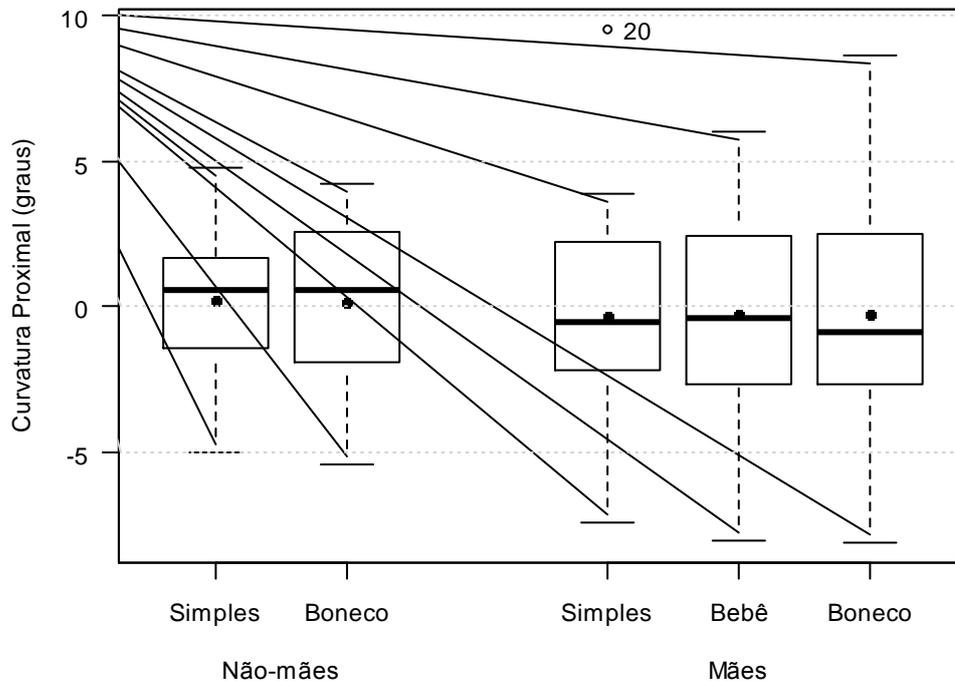
**FIGURA 15** – Box plot dos ângulos médios de rotação pélvica para os dois grupos sob cada condição. A média do ângulo médio de rotação pélvica está sinalizada pelos pontos cheios e as medianas pelas linhas horizontais espessas. O outlier da condição simples do grupo Mães está representado pelo ponto vazio.

Também para esta curvatura, a pequena diferença entre grupo e condição perceptível no gráfico e na tabela não se apresentou significativa, ou seja,

constatou-se ausência de efeito de interação (Teste Wald = 9,71;  $p=0,002$ ). Da mesma forma, a análise estatística ainda apontou ausência de diferença significativa entre as três condições do grupo Mães (Teste Wald = 10,04;  $p=0,002$ ).

#### 4.2.7 Curvatura Proximal

A mensuração dos ângulos médios da Curvatura Proximal da coluna vertebral foi apresentada na Figura 16 e na Tabela 9 e confere características muito semelhantes às últimas variáveis apresentadas (grupo Mães e grupo Não-Mães, todas as condições =  $0^\circ$ ). O mesmo valor atípico ( $9,5^\circ$ ) referente à mãe de número 20 e a variabilidade constante das medidas sob cada grupo e condição também estão apontados.



**FIGURA 16** – Box plot dos ângulos médios de curvatura proximal para os dois grupos sob cada condição. Os pontos cheios sinalizam a média do ângulo médio de curvatura proximal e as linhas horizontais espessas representam medianas; o ponto vazio apresentado na condição simples do grupo Mães apresenta um outlier.

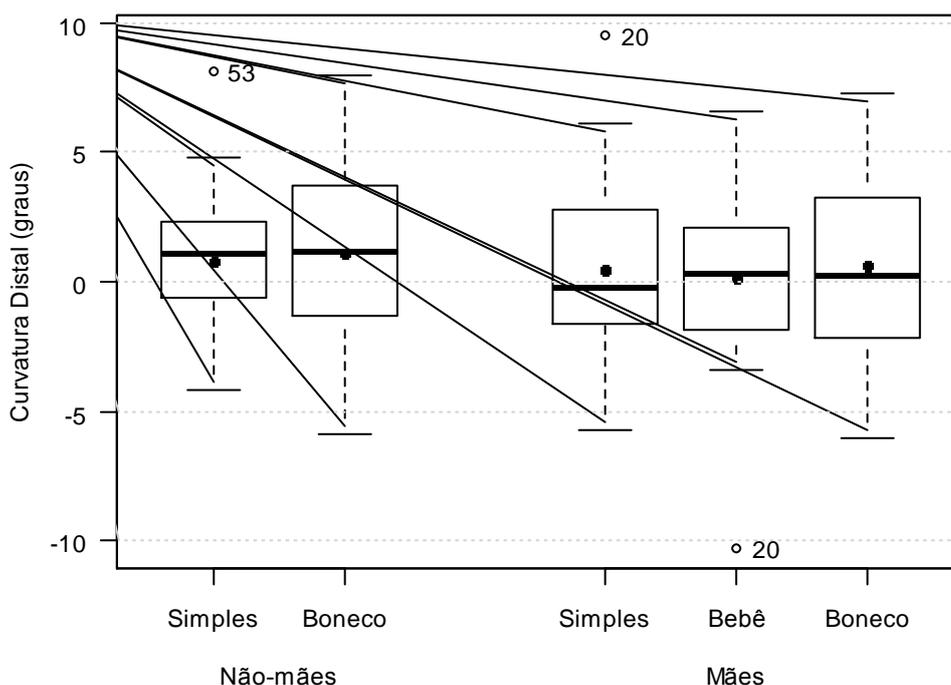
**Tabela 9** – Medidas resumo para os ângulos médios de curvatura proximal.

<b>Grupo</b>	<b>Condição de carga</b>	<b>Média</b>	<b>Desvio padrão</b>	<b>Erro padrão</b>	<b>Mínimo</b>	<b>Máximo</b>
<b>Não-mães</b>	<b>Simples</b>	0,20	2,30	0,35	-5,00	4,80
	<b>Boneco</b>	0,18	2,70	0,41	-5,40	4,20
<b>Mães</b>	<b>Simples</b>	-0,29	3,81	0,85	-7,40	9,50
	<b>Bebê</b>	-0,28	3,58	0,80	-8,00	6,00
	<b>Boneco</b>	-0,28	3,92	0,88	-8,10	8,60

Novamente, foi constatada ausência de efeito de interação entre grupo e condição, concluindo que não há diferença significativa entre as condições simples e boneco de cada grupo e entre os grupos (Teste Wald = 0,02;  $p=0,900$ ). Também, conforme o esperado, não foi constatado diferença significativa entre as condições de carga do grupo Mães (Teste Wald = 0,17;  $p=0,678$ )

#### **4.2.8 Curvatura Distal**

Na Figura 17 e na Tabela 10 encontram-se expostos os ângulos médios da Curvatura Distal da coluna vertebral. Mais uma vez, os valores concentraram-se muito próximos do valor zero (grupo Mães, todas as condições = 0°; grupo Não-Mães, todas as condições = 1°), não evidenciam diferenças quanto ao grupo e à condição (Teste Wald = 6,98;  $p=0,008$ ), destacou-se no gráfico os valores atípicos da mesma participante e a variabilidade das medidas mostrou-se constante.



**FIGURA 17** – Box plot dos ângulos médios de curvatura distal para os dois grupos sob cada condição. A média do ângulo médio de curvatura distal está sinalizada pelos pontos cheios e as medianas pelas linhas horizontais espessas. Os outliers estão representados pelos pontos vazios.

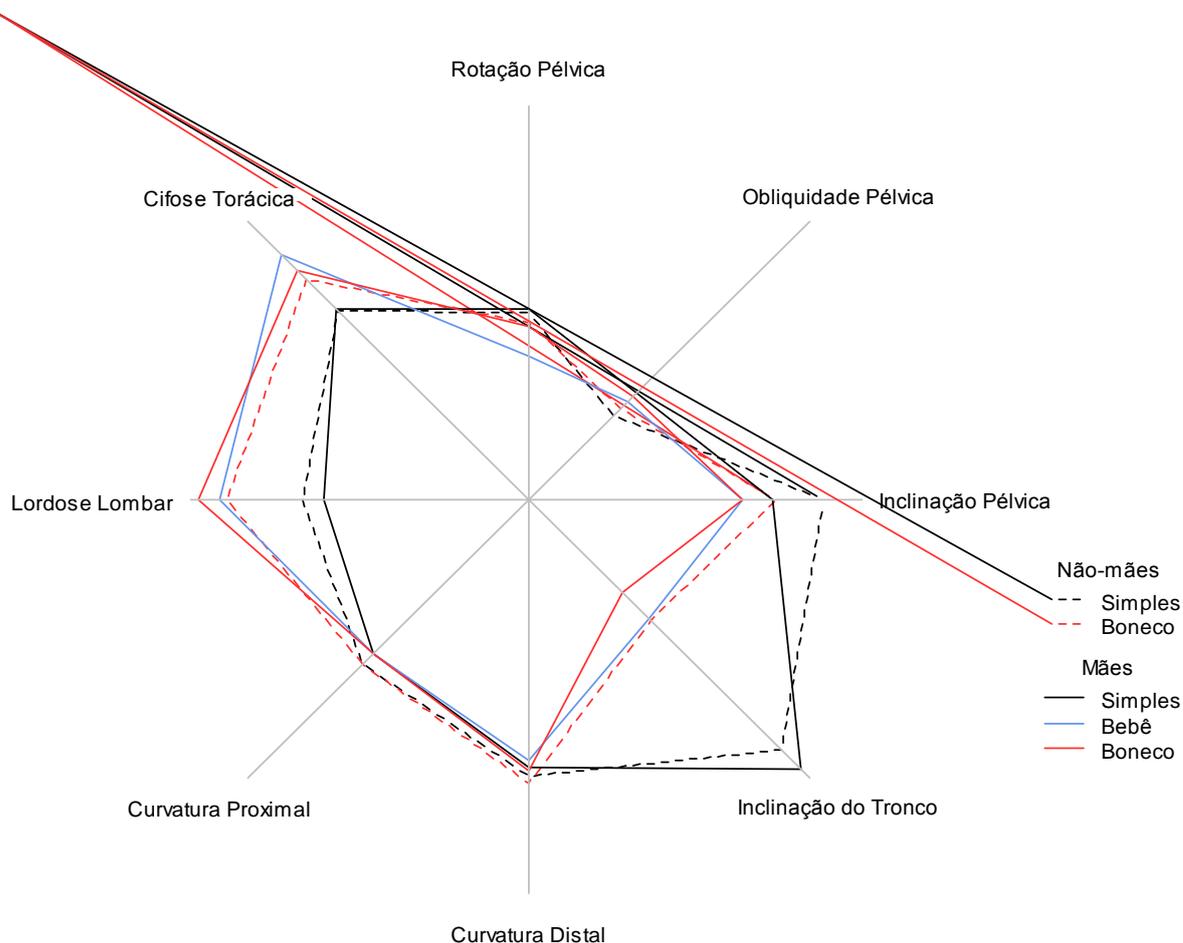
**Tabela 10** – Medidas resumo para os ângulos médios de curvatura distal.

Grupo	Condição de carga	Média	Desvio padrão	Erro padrão	Mínimo	Máximo
Não-mães	Simples	0,80	2,55	0,38	-4,20	8,10
	Boneco	1,09	3,12	0,47	-5,90	8,00
Mães	Simples	0,47	3,52	0,79	-5,70	9,50
	Bebê	0,18	3,70	0,83	-10,30	6,60
	Boneco	0,59	3,72	0,83	-6,00	7,30

#### 4.2.9 Curvaturas da Coluna Vertebral

Com o objetivo de possibilitar a observação dos efeitos de grupo e condição de todas as curvaturas da coluna reunidas, foi construído um gráfico de radar apresentado na Figura 18. Nele, cada segmento radial corresponde a uma das variáveis, as quais foram padronizadas de forma a apresentarem valores entre zero e um. Notamos que os segmentos sólidos e tracejados apresentam um padrão parecido, indicando que, de maneira geral, os grupos são semelhantes nos valores dos ângulos. O mesmo pode ser dito para o segmento sólido em vermelho e o segmento azul, evidenciando a semelhança das medidas obtidas no carregamento

dos bonecos e dos bebês. Destacam-se as variáveis Inclinação do tronco, Lordose lombar e Cifose torácica, por apresentarem maior diferença quando comparamos os ângulos obtidos nas marchas com carga (bebê ou boneco) e na ausência desta (simples).

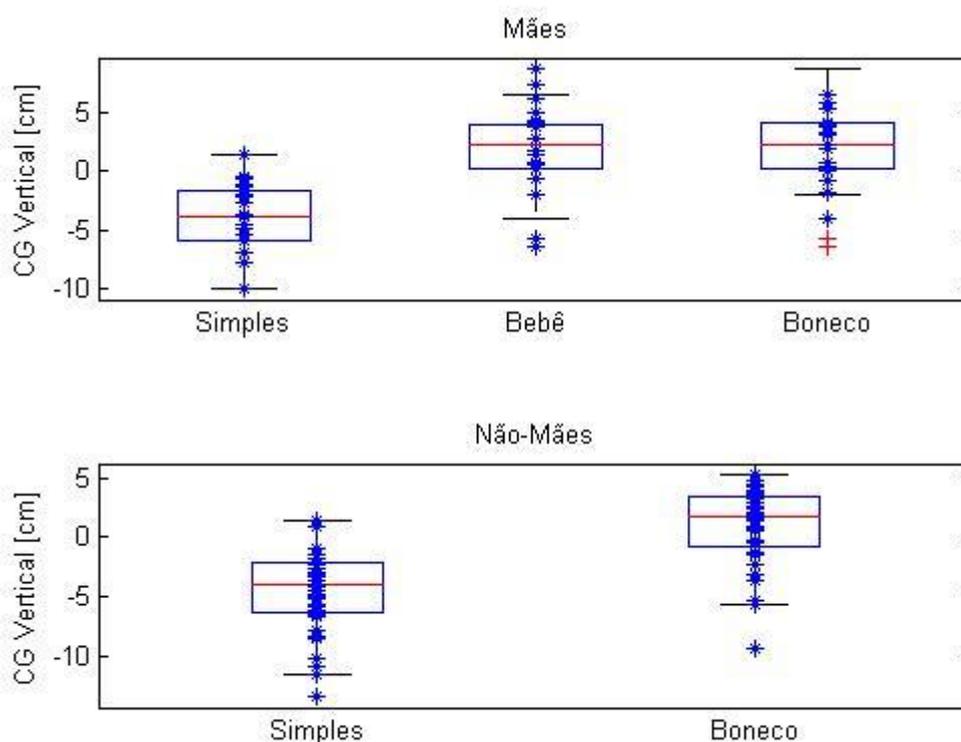


**FIGURA 18** – Gráfico de radar dos ângulos de todas as curvaturas da coluna analisadas, em todas as condições, para os dois grupos. Cada segmento radial corresponde a uma curvatura da coluna (padronizadas entre os valores zero e um).

### 4.3 PROJEÇÃO DO CENTRO DE GRAVIDADE

A análise da tarefa ereta quieta permitiu a identificação do deslocamento do CG nos dois planos e nas três direções. Entretanto, apenas no eixo vertical foi constatado efeito de condição, ou seja, o deslocamento médio do CG vertical de todas as voluntárias na condição simples foi significativamente diferente das condições bebê e boneco dos dois grupos ( $p < 0,001$ ). Na Figura 19 é possível observar estes

resultados e desta vez, a linha horizontal mais espessa corresponde à média do deslocamento do CG, enquanto os limites inferior e superior estão ilustrados pelas pequenas barras horizontais. As medidas resumo correspondentes a esta análise estão presentes na Tabela 11.



**FIGURA 19** – Boxplot do deslocamento médio do CG no plano vertical para os dois grupos e todas as condições. A linha horizontal mais espessa corresponde à média do deslocamento do CG; os outliers estão identificados pelos pontos acima ou abaixo das pequenas barras horizontais que representam o limite inferior e superior.

**Tabela 11** – Medidas resumo para o deslocamento médio do CG no plano vertical para todos os grupos e condições.

Grupo	Condição de carga	Média	Desvio padrão	Erro padrão	Mínimo	Máximo
Não-mães	Simples	-4,44	3,29	0,49	-13,40	1,43
	Boneco	1,10	3,17	0,47	0,47	5,26
Mães	Simples	-3,86	2,82	0,63	-9,99	1,50
	Bebê	2,07	2,89	0,64	-4,02	6,49
	Boneco	1,91	3,82	0,85	-6,37	8,74

A observação do gráfico e tabela apresentados (Figura 19 e Tabela 11) permite-nos perceber que carregar um bebê ou boneco promove o deslocamento do

CG para cima (em relação à vértebra L3), nos dois grupos: para as mães, o deslocamento médio foi de -3,8 cm na condição simples, 2 cm na condição bebê e 1,9 cm na condição boneco; para o grupo Não-mães, o deslocamento foi de -4,4 cm na condição simples e de 1,1 cm na condição boneco. Entretanto, a comparação realizada com teste-t apontou ausência de diferença significativa entre as condições de boneco dos dois grupos (Teste-t= 0,89; p=0,38) ou bebê do grupo Mães e boneco do grupo Não-Mães (Teste-t= 1,2; p=0,25). Também não foi constatada diferença significativa entre as condições de carga do grupo Mães (Teste-t= 1,2; p=0,25). Isto significa que o carregamento de crianças ou bonecos imprime oscilação postural muito semelhante em mães e em mulheres que nunca tiveram filhos.

Nas direções ântero-posterior e médio-lateral não foi possível constatar efeito de carga em nenhum dos grupos (Teste-t= 0,27; p=0,79 para direção ântero-posterior; Teste-t= 1,2 e p=0,24 para direção médio-lateral). A posição do CG nestas duas direções está relacionada na Tabela 12 e 13 respectivamente.

**Tabela 12** – Medidas resumo para o deslocamento médio do CG na direção ântero-posterior (plano horizontal) para todos os grupos e condições.

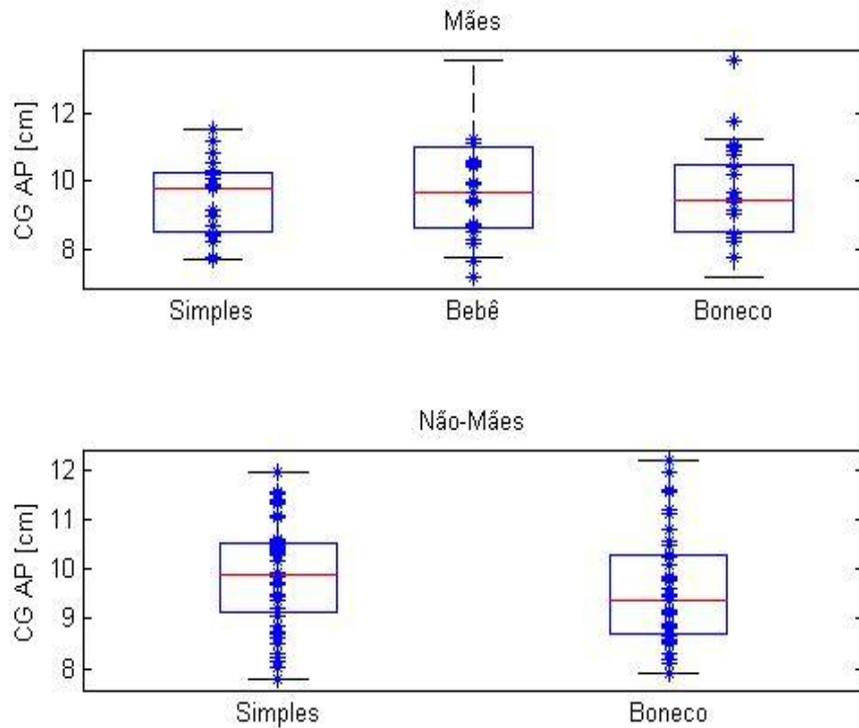
Grupo	Condição de carga	Média	Desvio padrão	Erro padrão	Mínimo	Máximo
Não-mães	Simple	9,85	1,08	0,16	7,79	11,94
	Boneco	9,58	1,08	0,16	7,92	12,17
Mães	Simple	9,49	1,13	0,25	7,66	11,49
	Bebê	9,95	1,52	0,34	7,72	13,56
	Boneco	9,38	1,18	0,26	7,15	11,20

**Tabela 13** – Medidas resumo para o deslocamento médio do CG na direção médio-lateral (plano horizontal) para todos os grupos e condições.

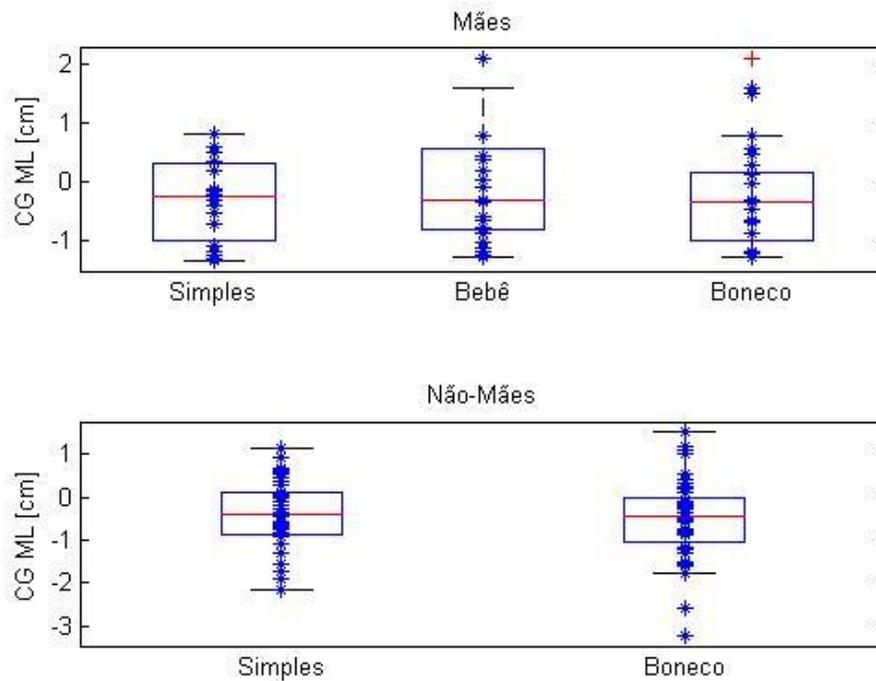
Grupo	Condição de carga	Média	Desvio padrão	Erro padrão	Mínimo	Máximo
Não-mães	Simple	-0,38	0,77	0,11	-2,14	1,14
	Boneco	-0,48	0,92	0,14	-3,22	1,53
Mães	Simple	-0,30	0,70	0,15	-1,34	0,81
	Bebê	-0,09	0,88	0,19	-1,28	1,60
	Boneco	-0,29	0,85	0,19	-1,2	2,10

Nota-se um pequeno deslocamento do CG na direção ântero-posterior (9,49 cm na condição simples, 9,95 cm na condição bebê e 9,38 cm na condição boneco no grupo Mães; no grupo Não-mães, 9,85 cm na condição simples e 9,58 cm na

condição boneco) e médio-lateral (-0,19 cm na condição simples, 0,04 cm na condição bebê e -0,15 cm na condição boneco no grupo Mães; no grupo Não-mães, -0,17 cm na condição simples e 0,03 cm na condição boneco). Estes deslocamentos estão ilustrados nos gráficos da Figura 20 e 21 a seguir.



**FIGURA 20** – Box plot do deslocamento médio do CG na direção ântero-posterior (plano horizontal) para os dois grupos e todas as condições. A linha horizontal mais espessa corresponde à média do deslocamento do CG; os outliers estão identificados pelos pontos acima e abaixo das pequenas barras horizontais que representam o limite inferior e superior.



**FIGURA 21** – Boxplot do deslocamento médio do CG na direção médio-lateral (plano horizontal) para os dois grupos e todas as condições. A linha horizontal mais espessa representa a média do deslocamento do CG; os pontos acima ou abaixo das barras horizontais identificam outliers.

Conforme o esperado, a comparação entre os grupos também não detectou diferenças significantes (Teste-t= -0,62;  $p=0,53$  para direção ântero-posterior; Teste-t= 0,75 e  $p=0,45$  para direção médio-lateral). Os dados apresentados permitem a conclusão de que, em relação à posição da vértebra L3, não houve deslocamento no plano horizontal, em nenhum dos grupos.

## 5 DISCUSSÃO

Este estudo investigou pela primeira vez o impacto biomecânico de carregar crianças no colo sobre a coluna vertebral. A análise dos resultados revelou alterações na coluna no plano sagital, acompanhadas de deslocamento do CG no plano vertical. A realização dos experimentos com mães e seus filhos permitiu a constatação de diferenças entre o transporte de bebês e carga inanimada (boneco), além de diferenças nos ajustes posturais de mães e de mulheres que nunca tiveram filhos. O cálculo do ângulo médio de cada curvatura mostrou-se um bom parâmetro para a análise da marcha das participantes, pois reuniu as alterações observadas em vários momentos da caminhada, ainda permitindo a detecção de alterações na coluna vertebral.

O foco desta sessão é a discussão dos resultados que apresentaram efeito de condição: inclinação do tronco para trás, diminuição da lordose, da cifose e da inclinação pélvica e ainda, deslocamento do CG para cima. A ausência de alterações nas curvaturas dos planos horizontal e frontal provavelmente justifica-se pela posição central da carga. Sob a mesma condição de carregamento, experimentos realizados anteriormente com carga inanimada apresentaram resultado semelhante, ou seja, todas as alterações significativas ocorreram apenas no plano sagital (Al-Khabbaz et al., 2008; Anderson et al., 2007; Attwells et al., 2006; Fowler et al., 2006; Grimmer et al., 2002; Knapik et al., 1996; Lloyd & Cooke, 2000; Shum et al., 2010).

A constatação de que o carregamento do bebê imprime deslocamento do CG das mães em cerca de 5 cm para cima também está relacionada com a posição da carga, que foi adicionada à porção superior do corpo. As análises ainda revelaram ausência de diferença entre o carregamento dos dois tipos de carga e entre mães e mulheres que nunca tiveram filhos (Tabela 11). Estes resultados sugerem que o deslocamento do CG no plano vertical provavelmente ocorre apenas em função da massa e da posição da carga.

Já no plano horizontal, a massa da criança (aproximadamente 17% da massa corporal de suas mães) parece ter sido insuficiente para promover o deslocamento do CG na direção ântero-posterior. Em estudos prévios sobre o transporte de mochilas, o deslocamento nesta direção, bem como na direção médio-lateral, foi

detectado apenas no transporte de cargas com 25% da massa corporal dos carregadores (Heller et al., 2009; Ling et al., 2004; Singh & Koh, 2009). Um estudo realizado com gestantes do último trimestre, momento no qual a carga adicional também é de aproximadamente 17% da massa corporal da mãe, detectou deslocamento de 3,2 cm do CG para frente. Esta observação só foi possível, pois a avaliação foi realizada durante a tentativa momentânea de diminuição da lordose lombar, reproduzindo-se ausência de compensações posturais (Whitcome et al., 2007). Estes resultados sugerem que as alterações na coluna e pelve detectadas na análise da marcha das voluntárias da presente pesquisa foram responsáveis por mascarar o deslocamento do CG na direção ântero-posterior, impelindo-nos a examinar com mais atenção ainda estes ajustes posturais.

A diminuição da inclinação pélvica foi um dos ajustes corporais encontrados nas mães durante a caminhada com seus filhos. Esta foi a menor alteração constatada e revelou-se igual nas duas condições de carga (Tabela 6). Resultados contrastantes foram apresentados em publicações acerca da presença de carga na porção anterior do tronco: gestantes e mulheres com macromastia apresentam aumento da inclinação pélvica, proporcional ao aumento da massa (Findikcioglu et al., 2007; Foti et al., 2000; Sabino & Grauer, 2008; Whitcome et al., 2007). Nestes estudos o transporte da carga não envolve o uso dos membros superiores e talvez este seja um elemento contribuinte para a diferença entre os resultados relatados. De qualquer forma, a experiência prévia no carregamento de bebês parece não influenciar o desempenho na tarefa, uma vez que não foram encontradas diferenças significativas entre a resposta da pelve de mães e de mulheres que nunca tiveram filhos.

A investigação biomecânica da tarefa de transportar bebês no colo revelou ainda diminuição da cifose torácica, como parte do conjunto de modificações posturais que contrabalançam a presença da carga extra. Considerações acerca deste segmento da espinha foram realizadas apenas em duas publicações que apresentam resultados discrepantes entre si (Findikcioglu et al., 2007; Orloff & Rapp, 2004). Ambos os estudos observaram a cifose torácica mais pronunciada em função da carga, porém em um deles a carga foi posicionada na porção posterior do tronco dos participantes (Orloff & Rapp, 2004). Neste caso, este aumento da curvatura parece estar de acordo com os achados do presente estudo, pois também reproduz a tentativa de se manter o equilíbrio no plano sagital. Entretanto, a carga também

não foi segurada pelos membros superiores dos sujeitos avaliados, pois se tratava de uma mochila escolar.

O estudo que apresenta a carga na porção anterior do corpo é a investigação radiológica dos efeitos da macromastia, citado anteriormente (Findikcioglu et al., 2007). Os resultados conflitantes encontrados sobre mais este segmento do corpo indicam que, apesar do posicionamento anterior da carga no tronco, o fato do transporte do bebê necessitar envolvimento dos braços da mãe pode ser gerador de modificações específicas. A diferença encontrada entre o carregamento do boneco e do bebê para a curvatura torácica reforça esta ideia (*bebê* = 30,4°; *boneco* = 28,84°). A constatação de que o bebê é responsável pela alteração da cifose de forma um pouco mais intensa, permite-nos começar a pensar que o cuidado com o bebê produz impacto diferenciado na coluna vertebral.

Para a cifose torácica, os resultados das análises sugerem também que a experiência prévia no carregamento de crianças e as alterações fisiológicas inerentes ao período gestacional parecem não promover diferenças, uma vez que o ângulo médio desta curvatura de mães carregando bonecos foi semelhante ao mensurado em mulheres que nunca tiveram filhos sob a mesma condição (*Mães* = 28,84; *Não-mães* = 28,02°).

A observação dos valores descritos nas Tabelas 3, 4 e 5 permite-nos constatar que o transporte de bebês imprime mudanças mais acentuadas na coluna lombar que na torácica de mães. Isto pode ser resultado da tentativa de manter a estabilidade no plano sagital envolvendo menor custo energético, já que as vértebras lombares possuem mais mobilidade que as torácicas (Crosbie et al., 1997). A corriqueira queixa de dor nesta parte do corpo justifica o maior número de investigações sobre este segmento da coluna que responde com elevação do padrão de atividade muscular para permitir o controle do principal ajuste em resposta à carga: a inclinação do tronco (Al-Khabbaz et al., 2008; Attwells et al., 2006; Goh et al., 1998; Knapik et al., 1996; Majumdar & Pal, 2010; Orloff & Rapp, 2004).

No presente estudo, a inclinação do tronco e a curvatura lombar foram mensuradas isoladamente, o que permitiu a constatação de uma grande diminuição do ângulo médio de lordose lombar (aproximadamente 8°) de mães carregando seus filhos. Esta alteração é consistente com a diminuição da inclinação pélvica descrita anteriormente. Em contrapartida, este estudo permanece a parte das explorações da

postura de gestantes e de mulheres com grande volume dos seios que descreveram acentuação desta curvatura e da inclinação pélvica (Dumas et al., 1995; Findikcioglu et al., 2007; Sabino & Grauer, 2008; Whitcome et al., 2007). Aparentemente, as alterações hormonais durante a gestação estão relacionadas exclusivamente à preparação para o momento do parto (inclinação pélvica e abertura dos ossos da pelve). Mas de alguma forma, estas mudanças fisiológicas ou a execução frequente desta tarefa imprime ajustes posturais específicos em mães, que apresentaram esta curvatura mais alterada do que mulheres que nunca tiveram filhos, enquanto carregam bonecos (Figura 8). Outra possível explicação desta discrepância nos resultados envolve a capacidade de contração muscular: o abdômen distendido para acomodação do feto durante a gestação impede a contração concêntrica desta musculatura em resposta ao aumento anterior da carga; em decorrência disto, a gestante precisa utilizar a inclinação pélvica (com conseqüente aumento da lordose lombar) como estratégia de equilíbrio no plano sagital.

A análise dos dados revelou também que as mães carregam seus filhos com mais facilidade do que carregam uma carga inanimada, pois as alterações mostraram-se mais acentuadas no transporte dos bonecos (Tabela 4). Esta facilidade também pode ser decorrência da participação ativa do bebê em seu próprio carregamento, uma vez que, diferente de qualquer tipo de carga inanimada, ele é capaz de segurar-se ativamente ao corpo de quem o carrega, além de manter sua postura e equilíbrio.

A mensuração da lordose lombar não anulou a constatação de inclinação do tronco para trás, que, inclusive foi identificada como a maior alteração na postura durante o transporte de bebês (Tabela 3). Esta inclinação era esperada, pois foi constatada em outro estudo que avaliou a biomecânica lombar durante o carregamento de cestas de alimentos a frente do corpo (Anderson et al., 2007). O mesmo tipo de inclinação também foi observado nas análises da marcha de gestantes (Dumas et al., 1995; W. Gilleard et al., 2002; Sabino & Grauer, 2008). A concordância dos resultados para este parâmetro confirma que a inclinação do tronco no plano sagital é realmente proporcional apenas à posição da carga no corpo, não sendo determinada pelo envolvimento dos membros superiores na tarefa, por alterações hormonais ou pela ação do músculo abdominal.

Neste estudo, apesar da massa do filho nunca ter ultrapassado 20% do peso corporal das mães, a inclinação do tronco chegou a 8,5°. Este valor é

surpreendente, pois pesquisas anteriores observaram resultado semelhante apenas mediante ao transporte de objetos que ultrapassavam 25% da massa do carregador (Majumdar & Pal, 2010). O ajuste foi ainda maior no transporte de bonecos (aproximadamente 10°), indicando que o transporte de cargas inanimadas induz uma maior compensação também para esta variável. Neste caso, reforça-se a ideia de que o bebê pode colaborar no seu próprio transporte em relação à região lombar da coluna. Esta constatação, associada a outros estudos sobre diferenças anatômicas sexuais das vértebras lombares, pode ser a contribuição mais importante para a elucidação das questões ligadas à biologia evolucionária.

A comparação das curvaturas de mães carregando bonecos e mulheres que nunca tiveram filhos sob a mesma condição também apontou diferença significativa (aproximadamente 10° para *Mães* e 7,5° para *Não-mães*,  $p < 0,001$ ), e para este parâmetro, a diferença foi ainda maior do que para as outras curvaturas analisadas. Isto significa que a inclinação do tronco parece também sofrer influências das alterações hormonais e da experiência prévia no carregamento de bebês. Outra possibilidade de explicação para esta diferença é o papel da fadiga decorrente da realização frequente do transporte de carga, tema explorado em experimentos sobre o transporte de cargas na porção anterior do corpo (Anderson et al., 2007). A diferença entre a inclinação do tronco de mães e de mulheres que nunca tiveram filhos é pequena (aproximadamente 2,5°), mas já aponta a necessidade de explorações futuras acerca dos impactos biomecânicos dos cuidados com bebês serem realizadas apenas com mães. Este tipo de experimento pode ser importante também na tentativa de tornar os momentos da marcha registrados em laboratório mais próximos da realização da tarefa no dia-a-dia das participantes, já que o período curto de exposição à tarefa pode não ser suficiente para autorizar explorações acerca dos impactos biomecânicos gerados, conforme foi sugerido por Marras et al. (2006) em um estudo sobre lombalgia em função da exposição à carga na coluna (Marras et al., 2006).

O fato dos maiores ajustes terem sido constatados em torno da região lombar da coluna pode justificar as frequentes queixas de dor lombar por parte das mães (Dumas et al., 1995; Wu et al., 2004). Os grandes ajustes demandam intenso esforço e envolvimento muscular (das costas e abdômen), já identificados como principais causadores de lesões e dores (Al-Khabbaz et al., 2008; Attwells et al., 2006; Goh et al., 1998; Knapik et al., 1996; Majumdar & Pal, 2010). Além disso, o

carregamento dos filhos de forma muito frequente e muitas vezes por períodos prolongados aumenta ainda mais a chance de lesões, quedas e queixas de dor decorrente de fadiga dos músculos posturais (Anderson et al., 2007; Heller et al., 2009; Knapik et al., 1996; Orloff & Rapp, 2004; Smith et al., 2010). Estes efeitos negativos da fadiga podem representar importantes fatores de risco para mães e conseqüentemente, para a qualidade dos cuidados de seus filhos (Gutke, Lundberg et al.; Ostgaard 1997; Turgut, Turgut et al. 1998; Mogren 2006).

## 6 CONCLUSÃO

Os achados do presente estudo elucidaram os efeitos do transporte de bebês no colo, demonstrando que esta tarefa tão comum entre mulheres influencia de forma negativa o equilíbrio e as curvaturas do plano sagital da coluna vertebral de mães. A diminuição da lordose lombar e o aumento da extensão do tronco foram as maiores alterações encontradas na análise da marcha. Ambos os ajustes envolvem a região lombar da espinha, o que justifica o estudo de medidas preventivas que ajudem a minimizar este impacto conhecido como causa da frequente lombalgia de mães. A constatação de diferenças significativas do transporte de carga inanimada e dos ajustes posturais realizados por mulheres que nunca tiveram filhos aponta a necessidade do envolvimento de mães com seus filhos em experimentos da área.

A exploração dos impactos biomecânicos em decorrência do transporte de bebês realizada no presente estudo contribuiu para a elucidação dos problemas enfrentados por muitas mães, mas ainda há a necessidade de se investigar mais a ocorrência de problemas tão comuns no pós-parto como a lombalgia e, sobretudo, de ações preventivas eficazes. O estudo da otimização de equipamentos e do melhor posicionamento do bebê no colo da mãe pode ajudar a reduzir a incidência de vários tipos de lesão.

## 7 REFERÊNCIAS <sup>1</sup>

- A., B. (1982). The likelihood ratio, Wald and Lagrange multiplier tests: an expository note. *The American Statistician*, 36, 153-157.
- Abe, D., Muraki, S., & Yasukouchi, A. (2008). Ergonomic effects of load carriage on energy cost of gradient walking. *Appl Ergon*, 39(2), 144-149.
- Abe, D., Yanagawa, K., & Niihata, S. (2004). Effects of load carriage, load position, and walking speed on energy cost of walking. *Appl Ergon*, 35(4), 329-335.
- Acheson, L. S., & Danner, S. C. (1993). Postpartum care and breast-feeding. *Prim Care*, 20(3), 729-747.
- Al-Khabbaz, Y. S., Shimada, T., & Hasegawa, M. (2008). The effect of backpack heaviness on trunk-lower extremity muscle activities and trunk posture. *Gait Posture*, 28(2), 297-302.
- Albert, H., Godskesen, M., & Westergaard, J. (2001). Prognosis in four syndromes of pregnancy-related pelvic pain. *Acta Obstet Gynecol Scand*, 80(6), 505-510.
- Amaral, L. Q. (2008). Mechanical analysis of infant carrying in hominoids. *Naturwissenschaften*, 95(4), 281-292.
- Anderson, A. M., Meador, K. A., McClure, L. R., Makrozahopoulos, D., Brooks, D. J., & Mirka, G. A. (2007). A biomechanical analysis of anterior load carriage. *Ergonomics*, 50(12), 2104-2117.
- Andriacchi, T. P., & Alexander, E. J. (2000). Studies of human locomotion: past, present and future. *J Biomech*, 33(10), 1217-1224.
- Attwells, R. L., Birrell, S. A., Hooper, R. H., & Mansfield, N. J. (2006). Influence of carrying heavy loads on soldiers' posture, movements and gait. *Ergonomics*, 49(14), 1527-1537.
- Birrell, S. A., & Haslam, R. A. (2010). The effect of load distribution within military load carriage systems on the kinetics of human gait. *Appl Ergon*, 41(4), 585-590.
- Cappozzo, A., Catani, F., Croce, U. D., & Leardini, A. (1995). Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 10(4), 171-178.
- Chan, P. Y., Wong, H. K., & Goh, J. C. (2006). The repeatability of spinal motion of normal and scoliotic adolescents during walking. *Gait Posture*, 24(2), 219-228.
- Crosbie, J., Herbert, R. D., & Bridson, J. T. (1997). Intersegmental dynamics of standing from sitting. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 12(4), 227-235.
- Darwich, A. A., Diwan, S. A. (2009). Management of back pain in pregnancy. *Techniques in Regional Anesthesia and Pain Management*, 13, 251-254.
- Dumas, G. A., Reid, J. G., Wolfe, L. A., Griffin, M. P., & McGrath, M. J. (1995). Exercise, posture, and back pain during pregnancy. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 10(2), 104-109.
- Engsberg, J. R., Tucker, C., Ounpuu, S., Wren, T. A., Sisto, S. A., & Kaufman, K. R. (2009). Gait and clinical movement analysis research priorities: 2007 update from the research committee of the Gait and Clinical Movement Analysis Society. *Gait Posture*, 29(2), 169-171.

---

<sup>1</sup> De acordo com a Associação Brasileira de Normas Técnicas. NBR 6023.

- Fast, A., Shapiro, D., Ducommun, E. J., Friedmann, L. W., Bouklas, T., & Floman, Y. (1987). Low-back pain in pregnancy. *Spine (Phila Pa 1976)*, *12*(4), 368-371.
- Fast, A., Weiss, L., Ducommun, E. J., Medina, E., & Butler, J. G. (1990). Low-back pain in pregnancy. Abdominal muscles, sit-up performance, and back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, *15*(1), 28-30.
- Findikcioglu, K., Findikcioglu, F., Ozmen, S., & Guclu, T. (2007). The impact of breast size on the vertebral column: a radiologic study. *Aesthetic Plast Surg*, *31*(1), 23-27.
- Foti, T., Davids, J. R., & Bagley, A. (2000). A biomechanical analysis of gait during pregnancy. *J Bone Joint Surg Am*, *82*(5), 625-632.
- Fowler, N. E., Rodacki, A. L., & Rodacki, C. D. (2006). Changes in stature and spine kinematics during a loaded walking task. *Gait Posture*, *23*(2), 133-141.
- Frijo, C., Carabalona, R., Dalla Mura, M., & Negrini, S. (2003). The upper body segmental movements during walking by young females. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, *18*(5), 419-425.
- Gilleard, W., Crosbie, J., & Smith, R. (2002). Effect of pregnancy on trunk range of motion when sitting and standing. *Acta Obstet Gynecol Scand*, *81*(11), 1011-1020.
- Gilleard, W. L., & Brown, J. M. (1996). Structure and function of the abdominal muscles in primigravid subjects during pregnancy and the immediate postbirth period. *Phys Ther*, *76*(7), 750-762.
- Gillette, J. C., Stevermer, C. A., Meardon, S. A., Derrick, T. R., & Schwab, C. V. (2009). Upper extremity and lower back moments during carrying tasks in farm children. *J Appl Biomech*, *25*(2), 149-155.
- Goh, J. H., Thambyah, A., & Bose, K. (1998). Effects of varying backpack loads on peak forces in the lumbosacral spine during walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, *13*(1 Suppl 1), S26-S31.
- Grimmer, K., Dansie, B., Milanese, S., Pirunsan, U., & Trott, P. (2002). Adolescent standing postural response to backpack loads: a randomised controlled experimental study. *BMC Musculoskelet Disord*, *3*, 10.
- Gutke, A., Kjellby-Wendt, G., & Oberg, B. The inter-rater reliability of a standardised classification system for pregnancy-related lumbopelvic pain. *Man Ther*, *15*(1), 13-18.
- Gutke, A., Lundberg, M., Ostgaard, H. C., & Oberg, B. Impact of postpartum lumbopelvic pain on disability, pain intensity, health-related quality of life, activity level, kinesiophobia, and depressive symptoms. *Eur Spine J*, *20*(3), 440-448.
- Gutke, A., Ostgaard, H. C., & Oberg, B. (2008). Association between muscle function and low back pain in relation to pregnancy. *J Rehabil Med*, *40*(4), 304-311.
- Heller, M. F., Challis, J. H., & Sharkey, N. A. (2009). Changes in postural sway as a consequence of wearing a military backpack. *Gait Posture*, *30*(1), 115-117.
- Kapandji, I. A. (1980). *Fisiologia Articular - Tronco e Coluna Vertebral* (Vol. 3). São Paulo.
- Kashanian, M., Akbari, Z., & Alizadeh, M. H. (2009). The effect of exercise on back pain and lordosis in pregnant women. *Int J Gynaecol Obstet*, *107*(2), 160-161.
- Knapik, J., Harman, E., & Reynolds, K. (1996). Load carriage using packs: a review of physiological, biomechanical and medical aspects. *Appl Ergon*, *27*(3), 207-216.
- Knapik, J., Reynolds, K., Staab, J., Vogel, J. A., & Jones, B. (1992). Injuries associated with strenuous road marching. *Mil Med*, *157*(2), 64-67.
- LaFiandra, M., Wagenaar, R. C., Holt, K. G., & Obusek, J. P. (2003). How do load carriage and walking speed influence trunk coordination and stride parameters? *J Biomech*, *36*(1), 87-95.
- Leardini, A., Biagi, F., Belvedere, C., & Benedetti, M. G. (2009). Quantitative comparison of current models for trunk motion in human movement analysis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, *24*(7), 542-550.

- Ledin, T., Fransson, P. A., & Magnusson, M. (2004). Effects of postural disturbances with fatigued triceps surae muscles or with 20% additional body weight. *Gait Posture*, *19*(2), 184-193.
- Lee, J. H., Hoshino, Y., Nakamura, K., Kariya, Y., Saita, K., & Ito, K. (1999). Trunk muscle weakness as a risk factor for low back pain. A 5-year prospective study. *Spine (Phila Pa 1976)*, *24*(1), 54-57.
- Lee, M., Roan, M., & Smith, B. (2009). An application of principal component analysis for lower body kinematics between loaded and unloaded walking. *J Biomech*, *42*(14), 2226-2230.
- Ling, W., Houston, V., Tsai, Y. S., Chui, K., & Kirk, J. (2004). Women's load carriage performance using modular lightweight load-carrying equipment. *Mil Med*, *169*(11), 914-919.
- Lloyd, R., & Cooke, C. B. (2000). Kinetic changes associated with load carriage using two rucksack designs. *Ergonomics*, *43*(9), 1331-1341.
- Majumdar, D., & Pal, M. S. (2010). Effects of military load carriage on kinematics of gait. *Ergonomics*, *53*(6), 782-791.
- Marras, W. S., Parakkat, J., Chany, A. M., Yang, G., Burr, D., & Lavender, S. A. (2006). Spine loading as a function of lift frequency, exposure duration, and work experience. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, *21*(4), 345-352.
- Mogren, I. M. (2006). BMI, pain and hyper-mobility are determinants of long-term outcome for women with low back pain and pelvic pain during pregnancy. *Eur Spine J*, *15*(7), 1093-1102.
- Mogren, I. M., & Pohjanen, A. I. (2005). Low back pain and pelvic pain during pregnancy: prevalence and risk factors. *Spine (Phila Pa 1976)*, *30*(8), 983-991.
- Netter, F. H. (2000). *Netter, Atlas de Anatomia Humana* (2 ed.). Porto Alegre: Artmed.
- Nilsson-Wikmar, L., Harms-Ringdahl, K., Pilo, C., & Pahlback, M. (1999). Back pain in women post-partum is not a unitary concept. *Physiother Res Int*, *4*(3), 201-213.
- Nilsson-Wikmar, L., Holm, K., Oijerstedt, R., & Harms-Ringdahl, K. (2005). Effect of three different physical therapy treatments on pain and activity in pregnant women with pelvic girdle pain: a randomized clinical trial with 3, 6, and 12 months follow-up postpartum. *Spine (Phila Pa 1976)*, *30*(8), 850-856.
- Noailly, J. (2009). *Model Developments for in silico studies of the lumbar spine biomechanics*. Universitat Politècnica de Catalunya, Catalunya.
- Noren, L., Ostgaard, S., Johansson, G., & Ostgaard, H. C. (2002). Lumbar back and posterior pelvic pain during pregnancy: a 3-year follow-up. *Eur Spine J*, *11*(3), 267-271.
- Orloff, H. A., & Rapp, C. M. (2004). The effects of load carriage on spinal curvature and posture. *Spine (Phila Pa 1976)*, *29*(12), 1325-1329.
- Ostgaard, H. C. (1997). [Two types of back pain during pregnancy: lumbar pain and pelvic pain]. *Lakartidningen*, *94*(4), 233-235.
- Ostgaard, H. C., Andersson, G. B., & Karlsson, K. (1991). Prevalence of back pain in pregnancy. *Spine (Phila Pa 1976)*, *16*(5), 549-552.
- Ostgaard, H. C., Zetherstrom, G., & Roos-Hansson, E. (1997). Back pain in relation to pregnancy: a 6-year follow-up. *Spine (Phila Pa 1976)*, *22*(24), 2945-2950.
- Pabst, R. P. R. (2006). *Sobotta - Atlas de anatomia humana* (22 ed. Vol. 2): Guanabara Koogan.
- Padua, L., Caliandro, P., Aprile, I., Pazzaglia, C., Padua, R., Calistri, A., et al. (2005). Back pain in pregnancy: 1-year follow-up of untreated cases. *Eur Spine J*, *14*(2), 151-154.
- Perry, C. J., Kiriella, J. B., Hawkins, K. M., Shanahan, C. J., Moore, A. E., & Gage, W. H. The effects of anterior load carriage on lower limb gait parameters during obstacle clearance. *Gait Posture*, *32*(1), 57-61.

- Rozumalski, A., Schwartz, M. H., Wervey, R., Swanson, A., Dykes, D. C., & Novacheck, T. (2008). The in vivo three-dimensional motion of the human lumbar spine during gait. *Gait Posture*, 28(3), 378-384.
- Sabino, J., & Grauer, J. N. (2008). Pregnancy and low back pain. *Curr Rev Musculoskelet Med*, 1(2), 137-141.
- Shum, G. L., Crosbie, J., & Lee, R. Y. (2010). Back pain is associated with changes in loading pattern throughout forward and backward bending. *Spine (Phila Pa 1976)*, 35(25), E1472-1478.
- Sihvonen, T., Huttunen, M., Makkonen, M., & Airaksinen, O. (1998). Functional changes in back muscle activity correlate with pain intensity and prediction of low back pain during pregnancy. *Arch Phys Med Rehabil*, 79(10), 1210-1212.
- Singh, T., & Koh, M. (2009). Effects of backpack load position on spatiotemporal parameters and trunk forward lean. *Gait Posture*, 29(1), 49-53.
- Smith, B., Roan, M., & Lee, M. (2010). The effect of evenly distributed load carrying on lower body gait dynamics for normal weight and overweight subjects. *Gait Posture*, 32(2), 176-180.
- Steele, E., Bialocerkowski, A., & Grimmer, K. (2003). The postural effects of load carriage on young people--a systematic review. *BMC Musculoskelet Disord*, 4, 12.
- Syczewska, M., Oberg, T., & Karlsson, D. (1999). Segmental movements of the spine during treadmill walking with normal speed. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 14(6), 384-388.
- To, W. W., & Wong, M. W. (2003). Factors associated with back pain symptoms in pregnancy and the persistence of pain 2 years after pregnancy. *Acta Obstet Gynecol Scand*, 82(12), 1086-1091.
- Turgut, F., Turgut, M., & Cetinsahin, M. (1998). A prospective study of persistent back pain after pregnancy. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol*, 80(1), 45-48.
- United Nations, D. o. E. a. S. A., Population Division. (2011). *United Nations, Department of Economic and Social Affairs, Population Division (2011). World Fertility Report 2009 (United Nations publication). o. Document Number*
- Wall-Scheffler, C. M., Geiger, K., & Steudel-Numbers, K. L. (2007). Infant carrying: the role of increased locomotory costs in early tool development. *Am J Phys Anthropol*, 133(2), 841-846.
- Watson, J., Payne, R., Chamberlain, A., Jones, R., & Sellers, W. I. (2009). The kinematics of load carrying in humans and great apes: implications for the evolution of human bipedalism. *Folia Primatol (Basel)*, 80(5), 309-328.
- Watson, J. C., Payne, R. C., Chamberlain, A. T., Jones, R. K., & Sellers, W. I. (2008). The energetic costs of load-carrying and the evolution of bipedalism. *J Hum Evol*, 54(5), 675-683.
- Whitcome, K. K., Shapiro, L. J., & Lieberman, D. E. (2007). Fetal load and the evolution of lumbar lordosis in bipedal hominins. *Nature*, 450(7172), 1075-1078.
- Winter, D. A. (1990). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement* (second ed.). Toronto: John Wiley & Sons.
- Wu, W. H., Meijer, O. G., Uegaki, K., Mens, J. M., van Dieen, J. H., Wuisman, P. I., et al. (2004). Pregnancy-related pelvic girdle pain (PPP), I: Terminology, clinical presentation, and prevalence. *Eur Spine J*, 13(7), 575-589.

## 8 ANEXOS

### ANEXO A - Carta de aprovação do comitê de ética em pesquisa



UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE



Of.CEP/0332010/EEFE/06052010

Senhor(a) Pesquisador(a)

O Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, em reunião ordinária realizada em 29 de abril de 2010, **aprovou** o Protocolo de Pesquisa nº 2010/19 – Análise de curvaturas da coluna vertebral de mães em função do transporte de seus filhos, sob sua responsabilidade.

Solicitamos a observância da apresentação do relatório final ao término do desenvolvimento da pesquisa em agosto de 2011.

Atenciosamente,

Profa. Dra. Suely dos Santos  
Presidente do Comitê de Ética em Pesquisa

Ilmo(a). Sr(a).  
Prof(a). Dr(a). Marcos Duarte  
EEFEUSP

## ANEXO B - Termo de consentimento livre e esclarecido



### TERMO DE CONSENTIMENTO PÓS-INFORMAÇÃO

#### I - DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA

1. NOME DO PACIENTE:.....  
 DOCUMENTO DE IDENTIDADE Nº : ..... SEXO : M Ž F Ž  
 DATA NASCIMENTO: ...../...../.....  
 ENDEREÇO .....  
 Nº ..... APTO:.....  
 BAIRRO: ..... CIDADE: .....  
 CEP:..... TELEFONE: DDD (.....).....

#### II - DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA

##### 1. TÍTULO DO PROTOCOLO DE PESQUISA

Análise das curvaturas da coluna vertebral de mães em função do transporte de seus filhos

2. PESQUISADOR: Sadao Iutaka  
 CARGO/FUNÇÃO: Médico

INSCRIÇÃO CONSELHO REGIONAL N.º

##### 3. AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA:

SEM RISCO Ž	RISCO MÍNIMO X	RISCO MÉDIO	Ž
RISCO BAIXO Ž	RISCO MAIOR	Ž	

4. DURAÇÃO DA PESQUISA : 4 meses

#### III - REGISTRO DAS EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO PACIENTE OU SEU REPRESENTANTE LEGAL SOBRE A PESQUISA, CONSIGNANDO:

O objetivo deste projeto é investigar o efeito de transportar seus filhos sobre as curvaturas da coluna vertebral das mães. Para tanto, serão conduzidos experimentos com mães saudáveis, com seus respectivos filhos de aproximadamente 10kgs e, outras mulheres saudáveis. Serão colocadas sobre as costas das participantes algumas pequenas bolas de plástico para que seus movimentos sejam medidos pelas cameras do laboratório. Elas deverão então caminhar de maneira natural carregando ou não a criança ou um boneco pesando 10kgs, simulando o ato de carregar uma criança pequena. Com este estudo, nós esperamos compreender o que acontece com a coluna vertebral de uma mulher ao carregar uma criança.

**ANEXO B - Termo de consentimento livre e esclarecido (continuação).****IV - ESCLARECIMENTOS DADOS PELO PESQUISADOR SOBRE GARANTIAS DO SUJEITO DA PESQUISA:**

1. Você terá acesso, sempre que quiser, às informações sobre procedimentos, riscos e benefícios relacionados à pesquisa, inclusive para dirimir eventuais dúvidas.
2. Você tem liberdade de retirar seu consentimento a qualquer momento e de deixar de participar do estudo, sem que isto traga prejuízo à continuidade da assistência médica que receberá.
3. O estudo é confidencial, com total sigilo e privacidade das informações.

---

**V. INFORMAÇÕES DE NOMES, ENDEREÇOS E TELEFONES DOS RESPONSÁVEIS PELO ACOMPANHAMENTO DA PESQUISA, PARA CONTATO EM CASO DE INTERCORRÊNCIAS CLÍNICAS E REAÇÕES ADVERSAS.**

Em caso de qualquer intercorrência ou efeito adverso desta pesquisa, você deve contactar o pesquisador abaixo:

Sadao Iutaka, Rua Mato Grosso, 306 – 1o andar – telefone 3123-8482 – Urgências: 8141-8888

---

**VII - CONSENTIMENTO PÓS-ESCLARECIDO**

Declaro que, após convenientemente esclarecido pelo pesquisador e ter entendido o que me foi explicado, consinto em participar do presente Protocolo de Pesquisa  
São Paulo, ..... de .....de 2010.

---

Assinatura do sujeito da pesquisa

---

Assinatura do pesquisador