

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE

Estabilidade de equilíbrio corporal em indivíduos com obesidade mórbida

Jair Wesley Ferreira Bueno

São Paulo

2019

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO  
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA E ESPORTE

Estabilidade de equilíbrio corporal em indivíduos com obesidade mórbida

Jair Wesley Ferreira Bueno

São Paulo

2019

JAIR WESLEY FERREIRA BUENO

Estabilidade de equilíbrio corporal em indivíduos com obesidade mórbida

**VERSÃO CORRIGIDA**

(versão original disponível no Serviço de Biblioteca)

Dissertação apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências

Área de Concentração: Estudos Socioculturais e Comportamentais da Educação Física e Esporte

Orientador: Prof. Dr. Luis Augusto Teixeira

São Paulo

2019

Catálogo da Publicação  
Serviço de Biblioteca  
Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo

Bueno, Jair Wesley Ferreira

Estabilidade de equilíbrio corporal em indivíduos com  
obesidade mórbida / Jair Wesley Ferreira Bueno. – São Paulo :  
[s.n.], 2019.  
62p.

Dissertação (Mestrado) - -Escola de Educação Física e Esporte  
da Universidade de São Paulo.

Orientador: Prof. Dr. Luis Augusto Teixeira

1. Obesidade 2. Controle postural 3. Equilíbrio I. Título.

# FOLHA DE AVALIAÇÃO

**Autor:** Bueno, J. W. F.

**Título:** Estabilidade de equilíbrio corporal em indivíduos com obesidade mórbida

Dissertação apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências

Data: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

## Banca Examinadora

Prof. Dr.: \_\_\_\_\_

Instituição: \_\_\_\_\_ Julgamento: \_\_\_\_\_

Prof. Dr.: \_\_\_\_\_

Instituição: \_\_\_\_\_ Julgamento: \_\_\_\_\_

Prof. Dr.: \_\_\_\_\_

Instituição: \_\_\_\_\_ Julgamento: \_\_\_\_\_

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço a Deus pelos meus dias.

Aos meus pais e irmão que são parte importante do que faço.

A minha esposa Lívia pela compreensão, parceria e apoio durante esta jornada, e as minhas filhas Maitê e Valentina que, embora pequenas, entenderam os momentos de ausência. Elas são luzes na minha vida.

Aos amigos e amigas que conquistei durante o mestrado e dividiram comigo treinos, conversas, planos e aspirações.

Aos professores e professoras das disciplinas cursadas, que muito contribuíram para o meu desenvolvimento.

Aos professores da banca de qualificação que tanto somaram para a conclusão deste trabalho.

Aos parceiros e parceiras do Laboratório Sistemas Motores Humanos, que foram fundamentais durante a realização do meu mestrado.

Às voluntárias pela disponibilidade, pois viabilizaram esta pesquisa.

Ao meu orientador Prof. Dr. Luis Augusto Teixeira, pela confiança em mim depositada e, principalmente, por todo ensinamento transmitido.

À CAPES pela concessão da bolsa de mestrado (número do processo: 1769776).

## RESUMO

BUENO, J. W. F. **Estabilidade de equilíbrio corporal em indivíduos com obesidade mórbida**. 2019. 62 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo. 2019.

A obesidade tem sido associada à instabilidade corporal. Os objetivos deste estudo foram (a) comparar o equilíbrio corporal em postura ereta quieta e em tarefas de equilíbrio dinâmico entre mulheres com obesidade mórbida e com peso corporal normal, (b) comparar a sensibilidade tátil em diferentes regiões das solas dos pés entre mulheres com obesidade mórbida e com peso corporal normal, e (c) analisar a correlação entre sensibilidade tátil das solas dos pés e equilíbrio corporal em mulheres com obesidade mórbida e com peso corporal normal. Vinte e seis participantes do sexo feminino foram divididas com base no índice de massa corporal (IMC) em 2 grupos: obesas (OBE,  $IMC \geq 40 \text{ kg/m}^2$ ) e controle (CON, IMC de 18,5 a 24,9  $\text{Kg/m}^2$ ). O comportamento do centro de pressão (CP) foi avaliado por meio de plataforma de força durante postura ereta quieta e diferentes tarefas de equilíbrio corporal dinâmico: limites de estabilidade, alcance funcional e equilíbrio corporal oscilatório. Adicionalmente, a sensibilidade tátil das solas dos pés foi avaliada por meio de aplicação de monofilamentos. Os resultados mostraram que o grupo OBE em comparação ao grupo CON apresentou menor estabilidade corporal em postura ereta quieta, menor limite de estabilidade anterior, menor amplitude de deslocamento de CP no eixo AP para tarefa de alcance funcional, equivalência de estabilidade de equilíbrio na tarefa de equilíbrio corporal oscilatório, e menores escores de sensibilidade tátil em diferentes regiões das solas dos pés. A análise de correlação entre escores de sensibilidade tátil das solas dos pés e estabilidade em postura ereta quieta indicou valores de moderado a forte. Para a tarefa de equilíbrio oscilatório, foi encontrada correlação moderada entre sensibilidade tátil nas solas dos pés e diferentes variáveis de CP. Não foi observado déficit de equilíbrio corporal no grupo OBE em equilíbrio dinâmico oscilatório. Como conclusões, os resultados aqui apresentados indicam que a obesidade mórbida afeta de forma mais importante o equilíbrio corporal em postura ereta quieta do que em equilíbrio dinâmico oscilatório, o que pode estar associado a menor sensibilidade tátil nas solas dos pés das participantes obesas.

Palavras-chave: Obesidade; controle postural; equilíbrio corporal dinâmico; sensibilidade tátil; reponderação sensorial; feedforward.

## ABSTRACT

BUENO, J. W. F. **Body balance stability in morbidly obese individuals**. 2019. 62 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, São Paulo. 2019.

Obesity has been associated with body instability. The objectives of this study were (a) to compare body balance in quiet stance and dynamic balance tasks between morbid obese women and normal weight, (b) to compare tactile sensitivity in different regions of the feet soles of women with morbid obesity and normal body weight, and (c) to analyze the correlation between tactile sensitivity of the feet soles and body balance in morbid obese women and normal weight. Twenty six female participants were divided into 2 groups based on body mass index (BMI): obese (OBE,  $BMI \geq 40 \text{ kg / m}^2$ ) and control (CON, BMI from 18.5 to 24.9  $\text{Kg / m}^2$ ). Center of pressure (CP) displacement was assessed through a force platform during quiet stance and different dynamic balance tasks: stability limits, functional range and oscillatory body balance. Additionally, tactile sensitivity of the feet soles was evaluated through monofilament pressure. Results showed that the OBE compared to the CON group presented lower stability in quiet stance, lower anterior stability limit, lower CP displacement amplitude of AP axis for the functional reaching task, balance stability equivalence in the task of oscillatory body balance, and lower tactile sensitivity scores at different regions of the feet soles. Correlation analysis between tactile sensitivity scores of the feet soles and stability in quiet stance indicated moderate to strong correlations. For dynamic balance on oscillatory platform, moderate correlation was found between tactile sensitivity in the feet soles and different CP variables. No balance deficit was observed in obese women in oscillatory balance. In conclusion, the results presented here indicate that morbid obesity affects body balance more importantly in quiet stance than in oscillatory dynamic balance control, which may be associated with lower tactile sensitivity in the feet soles of the obese participants.

Keywords: Obesity; postural control; dynamic balance; tactile sensitivity; sensory reweighting; feedforward.



## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

### Lista de figuras

- Figura 1 - Ilustração dos monofilamentos Semmes-Weinstein (A) e pontos avaliados nas solas dos pés (B).....24
- Figura 2 - Os nove pontos avaliados nas solas dos pés e a indicação dos locais que apresentaram escores significativamente mais altos para o grupo OBE (A), e médias (desvios-padrão indicados por barras verticais) dos escores de sensibilidade tátil das solas dos pés, comparando os grupos de mulheres obesas (OBE) e com peso normal (CON) separados por locais, para cada ponto dos pés entre os dois grupos. Valores correspondem à média entre os pés direito e esquerdo (B); valores significativamente maiores para o grupo OBE são indicados por asterisco.....29
- Figura 3 – Valores de correlação entre escores do teste de sensibilidade tátil das solas dos pés, velocidade média de deslocamento do CP no eixo AP base rígida com OF (A), e RQM do CP no eixo ML base maleável com OF (B); OF = olhos fechados; a linha de tendência preta tracejada refere-se ao grupo CON, e a linha de tendência cinza tracejada refere-se ao grupo OBE. A linha de tendência preta contínua foi traçada para o conjunto completo dos dados, e os valores de correlação correspondem à análise conjunta dos dois grupos.....36
- Figura 4 – Valores de correlação entre escores do teste de sensibilidade tátil das solas dos pés, RQM de CP no eixo ML com OA (A), e RQM de CP no eixo ML com OF (B); OA = olhos abertos; OF = olhos fechados; a linha de tendência preta tracejada refere-se ao grupo CON, e a linha de tendência cinza tracejada refere-se ao grupo OBE. A linha de tendência preta contínua foi traçada para o conjunto completo dos dados, e os valores de correlação correspondem à análise conjunta dos dois grupos.....37

### Lista de tabelas

- Tabela 1 - Características físicas dos indivíduos.....23
- Tabela 2 - Características dos filamentos e os respectivos significados clínicos de acordo com as informações do fabricante.....25
- Tabela 3 - Resultados do teste de equilíbrio em postura ereta quieta sobre base rígida.....30
- Tabela 4 - Resultados do teste de equilíbrio em postura ereta quieta sobre base maleável.....31
- Tabela 5 - Resultados dos testes de limites de estabilidade e alcance funcional (mm).....32
- Tabela 6 - Resultados da análise cinemática de movimentos do tronco.....33
- Tabela 7 - Resultados do teste de equilíbrio oscilatório.....34

Tabela 8 - Resultados da análise de correlação entre escores do teste de sensibilidade tátil das solas dos pés e variáveis de CP em postura quieta.....	35
Tabela 9 - Resultados da análise de correlação entre escores do teste de sensibilidade tátil das solas dos pés e variáveis de CP na tarefa de equilíbrio corporal oscilatório.....	37

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AP	Anteroposterior
cf	Conforme
cm	Centímetro
CP	Centro de pressão
CON	Controle
DP	Desvio-padrão
FR	Fase relativa
FREQ	Frequência
g	Gramma
Hz	Hertz
IMC	Índice de massa corporal
IPAQ	International physical activity questionnaire
Kg	Kilograma
Kg/m <sup>2</sup>	Kilograma por metro quadrado
M	Média
m	Metro
min.	Minuto
mm	Milímetro
mm/s	Milímetro por segundo
ms	Milissegundo
ML	Mediolateral
OA	Olhos abertos
OBE	Obesas
OF	Olhos fechados
<i>r</i>	Coefficiente de correlação
RQM	Raiz quadrada média
s	Segundo
SNC	Sistema nervoso central
Var	Variabilidade

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	13
<b>2</b>	<b>REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	14
	2.1 Postura quieta.....	14
	2.2 Postura dinâmica.....	17
	2.3 Sensibilidade tátil das solas dos pés e relação com a obesidade.....	19
<b>3</b>	<b>JUSTIFICATIVA</b> .....	21
<b>4</b>	<b>OBJETIVOS</b> .....	21
<b>5</b>	<b>HIPÓTESES</b> .....	22
<b>6</b>	<b>MÉTODO</b> .....	22
	6.1 Participantes.....	22
	6.2 Tarefas e equipamentos .....	23
	6.3 Delineamento experimental e procedimentos.....	25
	6.4 Variáveis .....	26
	6.4.1 Cinéticas (com plataforma de força) .....	26
	6.4.2 Cinemática.....	27
	6.4.3 Teste de sensibilidade.....	28
	6.5 Análise estatística .....	28
<b>7</b>	<b>RESULTADOS</b> .....	28
	7.1 Teste de sensibilidade .....	28
	7.2 Postura quieta.....	29
	7.3 Limites de estabilidade e alcance funcional.....	31
	7.4 Equilíbrio corporal oscilatório .....	32
	7.4.1 Cinética e cinemática .....	32
	7.5 Correlação entre sensibilidade plantar e equilíbrio.....	34
	7.5.1 Postura quieta .....	34
	7.5.2 Equilíbrio oscilatório.....	36
<b>8</b>	<b>DISCUSSÃO</b> .....	37
	8.1 Perda de sensibilidade e obesidade .....	38
	8.2 Obesidade e regulação da postura ereta quieta .....	40
	8.3 Obesidade e regulação da postura dinâmica .....	43
	8.3.1 Limites de estabilidade e alcance funcional.....	43
	8.3.2 Equilíbrio corporal oscilatório .....	45
<b>9</b>	<b>CONCLUSÕES</b> .....	48
	<b>REFERÊNCIAS</b> .....	49
	<b>ANEXOS</b> .....	56
	ANEXO I – Tabelas de análise de variância para variáveis de postura quieta base rígida ..	56
	ANEXO II– Tabelas de análise de variância para variáveis de postura quieta base maleável .....	58
	ANEXO III – Tabelas de análise de variância para variáveis de equilíbrio oscilatório .....	60

## 1 INTRODUÇÃO

A manutenção da postura é uma tarefa complexa para o corpo humano, pois se refere ao alinhamento e controle de vários segmentos corporais. Para que ocorra um controle postural estável é necessária a interação entre o sistema neural e musculoesquelético, incluindo relações biomecânicas entre os segmentos corporais, resultado de soluções sensoriomotoras usadas para manter o controle sobre a postura (RIEMANN *et al.* 2003). Logo, alguns fatores parecem influenciar o controle postural. Dentre esses fatores, tem sido reportado que a obesidade traz prejuízo sobre o equilíbrio corporal (ALLIN *et al.* 2016; BERNARD *et al.* 2003; BERRIGAN *et al.* 2006; CAU *et al.* 2014; GOULDING *et al.* 2003; KU *et al.* 2012; MAFFIULETTI *et al.* 2005; MAKTOUF *et al.* 2018; MCGRAW *et al.* 2000; MENEGONI *et al.* 2009; SARTORIO *et al.* 2001; SINGH *et al.* 2009; SON, 2016; VILLARRASA-SAPIÑA *et al.* 2016; YANG e KIM, 2017).

A obesidade é definida pelo acúmulo excessivo de gordura corporal, comumente classificada com base no índice de massa corporal (IMC) do indivíduo. É estabelecido que valores entre 25 e 29,99 Kg/m<sup>2</sup> refere-se a sobrepeso, 30 e 34,99 Kg/m<sup>2</sup> obesidade grau I e 35 e 39,99 Kg/m<sup>2</sup> obesidade grau II. Para os casos extremos de obesidade, definidos como obesidade mórbida, são referidos valores de IMC  $\geq 40$  kg/m<sup>2</sup> ou maior que 35 kg/m<sup>2</sup> associados a comorbidades significativas (BRAY, 2004; GRUNDY, 2004; KOPELMAN, 2000; LAVIE *et al.* 2014). A prevalência de obesidade aumentou acentuadamente nas últimas décadas, com uma estimativa da Organização Mundial de Saúde de aproximadamente 500 milhões de obesos, tendo a quantidade de pessoas com obesidade mórbida aumentado em até cinco vezes nos últimos 15 anos (DIMICK e BIRKMEYER, 2014), o que caracteriza a obesidade como problema de saúde pública. Nesse contexto, entre as doenças associadas à obesidade, a mudança na geometria e o aumento da massa de diferentes segmentos corporais, está associada a indicação que indivíduos obesos experimentam menor estabilidade corporal (ALLIN *et al.* 2016; BERNARD *et al.* 2003; BERRIGAN *et al.* 2006; CAU *et al.* 2014; GOULDING *et al.* 2003; HUE *et al.* 2007; KU *et al.* 2012; MAFFIULETTI *et al.* 2005; MAKTOUF *et al.* 2018; MCGRAW *et al.* 2000; MENEGONI *et al.* 2009; SARTORIO *et al.* 2001; SINGH *et al.* 2009; SON, 2016; TEASDALE *et al.* 2007; VILLARRASA-SAPIÑA *et al.* 2016; WU e MADIGAN, 2014; YANG e KIM, 2017). Em postura de ortostatismo, por exemplo, essa evidência é baseada na hipótese motora, que deriva da observação de que indivíduos obesos apresentam o centro de massa deslocado anteriormente sobre a base de suporte. Nesse caso, este deslocamento anterior do centro de massa produz um aumento não-linear do torque para estabilizar o corpo (CORBEIL *et al.* 2001). Outra hipótese que busca explicar a menor estabilidade em indivíduos

obesos está relacionada à contribuição dos mecanorreceptores dos pés para o equilíbrio corporal. Indivíduos obesos em comparação a não-obesos apresentam maiores áreas de contato plantar (BIRTANE e TUNA, 2004) e maiores pressões plantares (GRAVANTE *et al.* 2003; HILLS *et al.* 2001), o que permite sugerir que esses valores significativamente aumentados em indivíduos obesos podem perturbar a informação sensorial originária dos receptores plantares.

Em conjunto, os resultados aqui relatados sugerem que o elevado IMC pode levar à menor estabilidade do equilíbrio corporal. No presente estudo, variáveis de centro de pressão (CP) foram avaliadas para comparar o equilíbrio corporal em postura ereta quieta e em tarefas de equilíbrio dinâmico entre mulheres com obesidade mórbida e com peso corporal normal. Além disso, também foi comparada a sensibilidade tátil em diferentes regiões das solas dos pés entre mulheres com obesidade mórbida e com peso corporal normal, para posterior análise de correlação entre sensibilidade plantar e equilíbrio corporal.

## **2 REVISÃO DE LITERATURA**

### **2.1 Postura quieta**

A manutenção do equilíbrio é garantida pelo funcionamento do sistema de controle postural, o que representa um desafio para o corpo humano devido à ação da força da gravidade e a pequena área de suporte dos pés, o que pode levar a uma elevada oscilação durante a postura ereta quieta. Ainda, alguns fatores podem influenciar o controle postural. Entre esses fatores, como efeito da obesidade tem sido indicado prejuízo ao equilíbrio corporal em postura ereta quieta. Embora, resultados contraditórios tenham sido apresentados por estudos que avaliaram o efeito de diferentes níveis de obesidade em mulheres sobre base rígida (BLASZCZYK *et al.* 2009; PATAKY *et al.* 2014), base maleável (PATAKY *et al.* 2014) e jovens de ambos os sexos com obesidade grau II (DO NASCIMENTO *et al.* 2017), sabe-se que restrições ao controle postural podem ser impostas pelo aumento do IMC.

Dois hipóteses buscam explicar a menor estabilidade corporal como efeito da obesidade. A primeira hipótese está baseada em evidências que indicam alterações biomecânicas devidas a maior massa corporal, requisitando assim maior torque nos tornozelos para controlar as oscilações do corpo (CORBEIL *et al.* 2001; SIMONEAU e TEASDALE, 2015; TEASDALE *et al.* 2007) e a segunda em evidências relacionadas a redução da sensibilidade plantar, que leva a hiperativação dos mecanorreceptores dos pés, alterando a informação sensorial (KAVOUNOUDIAS *et al.* 2001; PERRY *et al.* 2000). De fato, menor estabilidade corporal foi confirmada por estudos que avaliaram a correlação entre IMC e equilíbrio corporal. Hue *et al.* (2007) investigaram a influência da massa corporal no controle

do equilíbrio postural estático em homens com IMC variando entre 17,4 e 63,8 kg/m<sup>2</sup>. Os resultados revelaram que a velocidade de CP aumenta linearmente em função do aumento da massa corporal, o que pode diminuir a velocidade das repostas posturais. Em estudo de Teasdale *et al.* (2007), após perda de massa corporal através de dieta hipocalórica para homens com obesidade grau I ou por cirurgia bariátrica para obesos mórbidos, foi observada redução de velocidade e amplitude de deslocamento de CP nos eixos anteroposterior (AP) e mediolateral (ML). Ambos os resultados indicam relação linear entre IMC e controle do equilíbrio corporal, evidenciando menor estabilidade do equilíbrio corporal em indivíduos obesos em comparação a indivíduos com peso normal.

A maioria dos estudos prévios que avaliaram o equilíbrio corporal em postura ereta quieta em indivíduos com elevado IMC indicaram prejuízo no controle postural em comparação a indivíduos classificados com IMC normal (BERNARD *et al.* 2003; GOULDING *et al.* 2003; KU *et al.* 2012; MAKTOUF *et al.* 2018; MCGRAW *et al.* 2000; MENEGONI *et al.* 2009; SARTORIO *et al.* 2001; SINGH *et al.* 2009; SON, 2016; VILLARRASA-SAPIÑA *et al.* 2016). Estudos com testes clínicos avaliaram o equilíbrio estático de indivíduos com diferentes graus de obesidade por meio de medidas qualitativas em tarefas como manter-se em apoio bipodal ou unipodal. Mais especificamente, Sartorio *et al.* (2001) verificaram melhora significativa no controle do equilíbrio de indivíduos obesos de ambos os sexos após um programa de redução de massa corporal de três semanas. Goulding *et al.* (2003) observaram que indivíduos do sexo masculino com excesso de peso obtiveram menores pontuações nos testes em comparação a indivíduos com peso normal.

Estudos com testes instrumentados que utilizaram plataforma de força para avaliar diferentes variáveis de CP em postura ereta quieta, indicaram menor estabilidade corporal em indivíduos com diferentes graus de obesidade em comparação a indivíduos com peso normal. Menegoni *et al.* (2009) compararam o equilíbrio corporal de indivíduos obesos de ambos os sexos com IMC > 30 kg/m<sup>2</sup> e indivíduos não-obesos. Os resultados mostraram que a amplitude e a velocidade de oscilação de CP ao longo dos eixos AP e ML foram maiores para os homens obesos em comparação com não-obesos. Para as mulheres obesas em comparação a mulheres não-obesas estas variáveis indicaram diferenças significantes para o eixo AP. Outro resultado de interesse foi apresentado por Ku *et al.* (2012), que observaram com base no escore de estabilidade postural medido pelo deslocamento de CP, que o grupo de indivíduos obesos grau I apresentou prejuízo no equilíbrio corporal em posturas bipodal e unipodal em comparação aos grupos baixo peso, peso normal e sobrepeso. Em estudos mais recentes, Villarrasa-Sapiña *et al.* (2016) avaliaram o equilíbrio corporal de crianças obesas e com peso normal de ambos os sexos

em postura ereta quieta com olhos abertos e com olhos fechados. Os resultados mostraram que a amplitude e velocidade de oscilação de CP foram maiores para o grupo de crianças obesas em comparação a crianças com peso normal para ambas as condições visuais. Maktouf *et al.* (2018) investigaram em grupos com diferentes faixas etárias a influência da obesidade sobre o controle postural em postura ereta quieta por meio de três condições: postura quieta com olhos abertos e com olhos fechados, e em posição tandem com olhos abertos. Para as comparações foram constituídos os grupos controle, jovens obesos, idosos não-obesos e idosos obesos. Os resultados mostraram que a área e a velocidade de deslocamento de CP em ambas as condições visuais foram maiores nos grupos de obesos. Para a posição tandem as análises de CP mostraram diferenças significantes para o grupo de obesos em comparação ao grupo controle. Singh *et al.* (2009) também buscaram quantificar o efeito da obesidade sobre o controle postural. Para tal, definiram uma tarefa de postura ereta quieta prolongada. Indivíduos de ambos os sexos foram divididos em dois grupos definidos pelo IMC, obesidade mórbida e não-obesos. Para análise foram utilizados os dados coletados no primeiro período de 20 min. do teste. Os resultados mostraram com base nos dados de CP que o grupo com obesidade mórbida apresentou maior oscilação corporal no início da tarefa e que a oscilação corporal aumentou significativamente mais rápido para esse grupo ao longo do tempo em comparação ao grupo de não-obesos.

Com o objetivo de avaliar o equilíbrio estático de indivíduos obesos em situações mais desafiadoras, Bernard *et al.* (2003) realizaram além do teste de equilíbrio em base rígida, a avaliação de equilíbrio corporal em base maleável, utilizando uma espuma colocada sobre a plataforma de força. A análise dos dados de CP nos eixos AP e ML sobre piso rígido em condições de olhos abertos e olhos fechados não mostrou diferenças significantes entre o grupo composto por adolescentes obesas em comparação a não-obesas. Entretanto, sobre base maleável a amplitude de CP foi significantemente maior para o grupo de adolescentes obesas em ambas as condições visuais. Em outro estudo, foram avaliados indivíduos jovens de ambos os sexos também sobre base rígida e maleável com olhos abertos e fechados (SON, 2016). Foi observado que a velocidade do centro de gravidade e escores da distância total de oscilação foram significantemente maiores no grupo obeso grau I nas condições de base maleável e rígida para a condição de olhos fechados. No entanto, não foi observada diferença significante entre os grupos para ambos os tipos de pisos com olhos abertos. De tal modo, a obesidade parece ter afetado negativamente a estabilidade postural, enquanto que a informação visual parece ser usada para compensar a instabilidade postural. Assim, os resultados demonstram que a adição de uma superfície de espuma pode perturbar as informações sensoriais das solas dos pés, o que



sugere a necessidade de reponderação de outras fontes sensoriais para a manutenção do equilíbrio corporal em postura ereta quieta.

A maioria dos estudos aqui citados revelaram que indivíduos com elevado IMC apresentam maior oscilação corporal em postura ereta quieta em comparação a indivíduos com IMC definido como normal.

## 2.2 Postura dinâmica

O controle postural não se refere apenas à posição ereta quieta, mas está relacionado também ao controle do equilíbrio corporal dinâmico, essencial para as atividades diárias. Nesse contexto, a estabilidade dinâmica durante a marcha parece ser prejudicada pela obesidade (CAU *et al.* 2014; GOULDING *et al.* 2003; MCGRAW *et al.* 2000). Mcgraw *et al.* (2000) investigaram as diferenças na marcha de meninos pré-púberes com elevado IMC e IMC normal. A tarefa consistiu em caminhar em diferentes cadências. Os resultados da videografia mostraram diferenças significantes entre meninos obesos e não-obesos nas fases de apoio duplo e balanço do ciclo da marcha em cada uma das cadências de caminhada. O aspecto observado sobre as diferenças no apoio duplo sugere diminuição da estabilidade dinâmica. Em estudo realizado por Goulding *et al.* (2003), foi comparado o equilíbrio dinâmico de indivíduos com excesso de peso e peso normal por meio de testes que avaliaram o desempenho em tarefas como caminhar em linha e caminhar na trave de equilíbrio. Os resultados mostraram que os indivíduos obesos atingiram menor pontuação nos escores de equilíbrio. Cau *et al.* (2014) investigaram a estabilidade postural em indivíduos obesos mórbidos de ambos os sexos durante iniciação da marcha, o que caracteriza situação de transição de posturas estáticas para dinâmicas. Os resultados mostraram como principal característica da iniciação do passo que os indivíduos obesos apresentaram maior excursão de CP na direção ML. Ainda em relação à marcha, em situações de equilíbrio dinâmico perturbado (ALLIN *et al.* 2016; YANG e KIM, 2017), indivíduos com diferentes graus de obesidade mostraram ser mais propensos a desequilíbrios críticos na recuperação da estabilidade postural. Além disso, apresentaram maior número de quedas após escorregão induzido durante a marcha. Apoiado nas investigações apresentadas, pode-se concluir que a obesidade influencia negativamente o padrão da marcha e o equilíbrio corporal dinâmico de indivíduos obesos em comparação a indivíduos com peso normal.

Em relação ao equilíbrio perturbado, Maffiuletti *et al.* (2005) compararam a estabilidade postural entre jovens de ambos os sexos com obesidade mórbida e com peso normal. O tempo de manutenção do equilíbrio, definido como período sem ajuda (uso de suporte para apoiar as mãos) e a oscilação ML do tronco foram avaliados com os participantes em posições unipodais

sobre plataforma móvel com deslocamentos exclusivos na direção ML. Os resultados mostraram que o tempo de manutenção do equilíbrio foi mais curto e a oscilação ML do tronco foi maior em indivíduos obesos na comparação com não-obesos. Resultados contraditórios foram apresentados por Miller *et al.* (2011), que avaliaram os efeitos da obesidade grau I em jovens do sexo masculino na recuperação do equilíbrio a pequenas perturbações posturais na direção anterior. Foram utilizadas duas condições experimentais, primeiro utilizando um pêndulo para gerar perturbações de força direcionadas ao tronco do participante, e o segundo tipo de perturbação de posição por meio do arnês, envolveu a liberação do participante de um ângulo de inclinação estática. Refutando a hipótese dos autores, os resultados não mostraram diferenças significantes no movimento do centro de massa entre indivíduos obesos e com peso normal quando as perturbações de força foram normalizadas pelo peso corporal. Ainda, nenhuma diferença no movimento do centro de massa foi encontrada com a liberação de ângulos de inclinação idênticos. Apoiado no conceito estabelecido de que menor deslocamento e velocidade do centro de massa representa maior segurança em relação aos limites da base de suporte, foi concluído que a obesidade grau I não prejudicou a recuperação do equilíbrio a pequenas perturbações. No entanto, uma vez que os efeitos da obesidade na recuperação do equilíbrio são dependentes do tipo de perturbação (MATRANGOLA e MADIGAN, 2011), os resultados encontrados permitem sugerir que as condições experimentais podem não ter sido desafiadoras o suficiente para gerar instabilidade corporal.

Em relação ao equilíbrio corporal voluntário, Berrigan *et al.* (2006) investigaram indivíduos com diferentes graus de obesidade em uma tarefa de apontar para um alvo localizado à sua frente a partir de uma posição vertical sobre a plataforma de força. A dificuldade da tarefa foi variada utilizando diferentes tamanhos de alvos. Os resultados mostraram que ao apontar, a amplitude de deslocamento anterior de CP foi maior para o grupo de obesos do que para o grupo com peso normal. Ainda, a diminuição no tamanho do alvo foi associada ao aumento no deslocamento de CP e no pico de velocidade de CP, enquanto para o grupo de indivíduos não-obesos os deslocamentos destas variáveis de CP foram aproximadamente os mesmos em todos os tamanhos de alvo. A análise cinemática com base em diferentes pontos articulares mostrou diferença significativa entre os grupos. Os participantes com elevado IMC moveram todo o corpo para frente, enquanto os participantes com IMC normal alcançaram o alvo fazendo predominantemente uma extensão do cotovelo e flexão do ombro. Esses achados mostraram que o elevado IMC levou a menor estabilidade corporal e limitou a velocidade de execução do movimento para realizar a tarefa, ou seja, a obesidade devido aos seus efeitos no controle do equilíbrio também impõe restrições ao movimento direcionado do membro superior. Em outro

estudo, a tarefa de limite de estabilidade anterior nas condições de olhos abertos e de olhos fechados foi utilizada para comparar o equilíbrio corporal voluntário dinâmico de mulheres com obesidade grau I, obesidade grau II, obesidade mórbida e com peso normal. Os resultados mostraram que em ambas as condições visuais a excursão máxima de CP foi significativamente menor para o grupo com obesidade mórbida em comparação ao grupo de mulheres com peso normal e aos outros grupos de obesos, e não foi observada diferença significativa entre os grupos de obesidade graus I e II e o grupo de mulheres com peso normal (BLASZCZYK *et al.* 2009). Maktouf *et al.* (2018) também avaliaram o efeito da obesidade sobre os limites de estabilidade, sendo o teste realizado para as direções AP e ML e a amostra constituída por participantes de diferentes faixas etárias. Para as comparações foram constituídos grupos controle, jovens obesos, idosos não-obesos e idosos obesos. Os resultados mostraram que independentemente da faixa etária, a obesidade levou a menor amplitude de deslocamento de CP na direção AP.

Os resultados citados nesta revisão em relação ao efeito da obesidade sobre o controle do equilíbrio corporal dinâmico, mostraram que elevado IMC pode representar menor estabilidade e menor eficiência para realizar atividades diárias que exijam movimentos a partir de uma posição ereta.

### 2.3 Sensibilidade tátil das solas dos pés e relação com a obesidade

O sistema sensoriomotor utiliza informações dos mecanorreceptores da superfície plantar para regular o equilíbrio corporal (WRIGHT *et al.* 2012). Entretanto, condições que prejudicam o uso destas informações podem influenciar negativamente a organização sensoriomotora. Neste sentido, a obesidade tem sido um dos fatores referidos que podem alterar a informação sensorial. A suposição de que o aumento da massa corporal leva a maiores pressões plantares que podem diminuir a sensibilidade das solas dos pés foi sugerida na literatura (cf. HANDRIGAN *et al.* 2012; WU e MADIGAN, 2014). Esta proposição pode ser teorizada com base em evidências que mostraram que indivíduos obesos apresentam maior área de contato plantar (BIRTANE e TUNA, 2004), maior carga sob os pés (TOMANKOVA *et al.* 2017) e maior pressão plantar em situações de ortostatismo e marcha. Confirmação de maiores pressões plantares tem sido sugerida a partir de experimentos que avaliaram diferentes regiões das solas dos pés de indivíduos com excesso de peso e obesidade em comparação a indivíduos não-obesos (BUTTERWORTH *et al.* 2015; DA ROCHA *et al.* 2014; GRAVANTE *et al.* 2003; HILLS *et al.* 2001; PERIYASAMY *et al.* 2012; TOMANKOVA *et al.* 2017; YAN *et al.* 2013). Os resultados indicaram que maiores pressões plantares foram encontradas nas regiões do antepé, mediopé e retropé. Esta constatação foi interpretada como apoiando a suposição de que

variáveis de pressão plantar são positivamente correlacionadas com o peso corporal (BUTTERWORTH *et al.* 2015; HILLS *et al.* 2001; TOMANKOVA *et al.* 2017), e que a sensibilidade das solas dos pés é alterada por maiores pressões plantares.

Wu e Madigan (2014) com o objetivo de avaliar a sensibilidade plantar no calcâneo e na terceira cabeça metatarsal do pé preferido, mediram o limiar em que uma força aplicada à superfície plantar era percebida. Os resultados mostraram que o limiar para detectar a força foi maior para os indivíduos com obesidade grau I, revelando menor sensibilidade em comparação a indivíduos não-obesos. Da Rocha *et al.* (2014) avaliaram a sensibilidade em diferentes regiões dos pés e entre os pés de crianças obesas e não-obesas. Os resultados revelaram que a obesidade levou à diminuição da sensibilidade plantar, e não foi observada sensibilidade assimétrica entre os pés. Em outro estudo, Yumin *et al.* (2016) avaliaram o efeito da obesidade sobre a sensibilidade em diferentes regiões dos pés de indivíduos com sobrepeso e obesidade grau I em comparação a indivíduos com peso normal. Os resultados mostraram que a sensibilidade plantar diminuiu com o aumento do IMC e os indivíduos com maiores IMCs apresentaram redução de sensibilidade no calcanhar (retropé) do pé direito, no primeiro dedo e quinto metatarso (antepé), e calcanhar (retropé) do pé esquerdo. Especificamente em relação à importância da informação tátil das solas dos pés para o equilíbrio corporal, a redução da sensibilidade plantar observada por Wu e Madigan (2014) em indivíduos obesos grau I de ambos os sexos foi correlacionada a menor estabilidade em postura ereta quieta. Os autores verificaram que a amplitude e velocidade de oscilação de CP foram maiores para os indivíduos obesos.

Como explicação referente à contribuição dos mecanorreceptores dos pés para o controle postural, é reconhecido que os mecanorreceptores plantares são responsáveis por transmitir informações somatossensoriais para o sistema nervoso central (SNC) (INGLIS *et al.* 2002). Tem sido sugerido que maiores áreas de contato e pressões plantares aumentadas reduzem a sensibilidade e podem levar a uma maior estimulação dos mecanorreceptores das solas dos pés, aumentando o limiar de sensibilidade. Isso representa prejuízo sobre a informação sensorial dos mecanorreceptores. É entendido que a relevância da informação das solas dos pés para regulação do equilíbrio está relacionada à capacidade desses receptores em detectar a força de reação vertical e horizontal do solo, e a posição e velocidade de CP (MORASSO e SCHIEPPATI, 1999). Ainda, os mecanorreceptores das regiões anterior e posterior dos pés fornecem feedback que orientam espacialmente o corpo para inclinar-se posteriormente e anteriormente (KAVOUNOUDIAS *et al.* 2001; PERRY *et al.* 2000).

### 3 JUSTIFICATIVA

Investigações prévias revelaram que elevado IMC leva à menor estabilidade em postura ereta quieta (BERNARD *et al.* 2003; GOULDING *et al.* 2003; HUE *et al.* 2007; KU *et al.* 2012; MAKTOUF *et al.* 2018; MCGRAW *et al.* 2000; MENEGONI *et al.* 2009; SARTORIO *et al.* 2001; SINGH *et al.* 2009; SON, 2016; TEASDALE *et al.* 2007; VILLARRASA-SAPIÑA *et al.* 2016). No entanto, o controle postural não se refere apenas à posição ereta quieta, mas está relacionado também ao controle do equilíbrio corporal dinâmico, essencial para as atividades diárias. Contudo, pouca informação tem sido gerada sobre o efeito da obesidade no controle do equilíbrio corporal dinâmico utilizando a posturografia como medida de oscilação corporal. Nesse contexto, investigar a relação entre obesidade mórbida e equilíbrio corporal dinâmico pode fornecer informações importantes sobre a estabilidade corporal durante a realização de atividades que exijam movimentos a partir de uma posição ereta.

É reconhecido que fontes somatossensoriais contribuem para o equilíbrio corporal, de tal maneira que o conhecimento sobre condições que interferem na qualidade da informação sensorial pode contribuir para a compreensão do funcionamento desse sistema. Como mostrado nos estudos aqui citados, a sensibilidade das solas dos pés é uma importante fonte sensorial para controle postural (HANDRIGAN *et al.* 2012; WU e MADIGAN, 2014). Elevado IMC pode representar perda na qualidade da informação sensorial decorrente de menor sensibilidade plantar, o que tem sido indicado como prejuízo para o controle postural na realização de atividades diárias. Porém, há carência de evidências sobre a relação entre obesidade mórbida e sensibilidade tátil em diferentes regiões das solas dos pés. Além disso, a relação entre a suposta diminuição da sensibilidade tátil das solas dos pés com obesidade mórbida e controle postural também não está esclarecida em literatura prévia. A partir da identificação destas lacunas, é de interesse verificar a relação entre obesidade mórbida e sensibilidade plantar, e analisar a correlação entre sensibilidade tátil nas solas dos pés e regulação do equilíbrio corporal em postura ereta quieta e dinâmica.

### 4 OBJETIVOS

Este estudo teve os seguintes objetivos:

- (a) Comparar o equilíbrio corporal em postura ereta quieta e em tarefas de equilíbrio dinâmico entre mulheres com obesidade mórbida e com peso corporal normal.
- (b) Comparar a sensibilidade tátil em diferentes regiões das solas dos pés entre mulheres com obesidade mórbida e com peso corporal normal.

- (c) Analisar a correlação entre sensibilidade tátil das solas dos pés e equilíbrio corporal em mulheres com obesidade mórbida e com peso corporal normal.

## 5 HIPÓTESES

As hipóteses formuladas foram as seguintes:

- (a) A obesidade mórbida leva a uma menor estabilidade de equilíbrio corporal em postura ereta quieta.
- (b) A obesidade mórbida leva a uma menor estabilidade de equilíbrio corporal em tarefas de equilíbrio dinâmico.
- (c) A obesidade mórbida reduz a sensibilidade das solas dos pés.
- (d) A estabilidade de equilíbrio corporal em postura ereta quieta é correlacionada com a sensibilidade tátil das solas dos pés.
- (e) A estabilidade de equilíbrio corporal em equilíbrio dinâmico é correlacionada com a sensibilidade tátil das solas dos pés.

## 6 MÉTODO

### 6.1 Participantes

Neste estudo foi incluída uma amostra de conveniência de mulheres com obesidade mórbida que aguardavam para realizar cirurgia bariátrica no Hospital das Clínicas da Universidade de São Paulo. Participaram deste estudo 26 mulheres, faixa etária de 20 a 55 anos, sendo 13 participantes classificadas como obesas mórbidas ( $IMC \geq 40 \text{ kg/m}^2$ ) e 13 participantes classificadas como tendo peso normal ( $IMC$  entre 18,5 e 24,9  $\text{Kg/m}^2$ ). Os critérios de inclusão foram ausência de doenças neurológicas, musculoesqueléticas ou lesões traumáticas dos membros inferiores que pudessem afetar o controle postural, lesões cutâneas plantares e neuropatia periférica. As mulheres obesas e com peso normal foram pareadas por idade e nível de atividade física. Em relação ao nível de atividade física, as participantes foram classificadas com base no international physical activity questionnaire (IPAQ) (MATSUDO *et al.* 2001). Por esta classificação, o grupo de mulheres obesas (OBE) foi formado por uma participante sedentária, duas insuficientemente ativas, nove ativas, e uma muito ativa, enquanto o grupo de mulheres com peso normal (controle, CON) foi constituído por uma participante sedentária, seis insuficientemente ativas, cinco ativas, e uma muito ativa. Todas as participantes assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido para ingressar no estudo. Este projeto foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa institucional (CAAE: 83812018.8.0000.5391). A Tabela 1 apresenta as características físicas dos indivíduos.

Tabela 1. Características físicas dos indivíduos

	Grupo CON	Grupo OBE
Idade (anos)	37,62 ± 7,10	38,85 ± 8,09
Estatura (m)	1,59 ± 0,06	1,60 ± 0,09
Peso (Kg)	56,02 ± 5,22	124,72 ± 16,59
IMC (Kg/m <sup>2</sup> )	22,17 ± 1,79	48,39 ± 4,01
Circunferência abdominal	79,08 ± 6,65	135,54 ± 10,63
Circunferência quadril	94,15 ± 3,85	144,08 ± 9,07

Valores de médias e desvios-padrões

## 6.2 Tarefas e equipamentos

Para a avaliação do equilíbrio corporal, foram empregadas as seguintes tarefas:

- (a) Postura ereta quieta: As participantes ficaram em posição ereta apoiadas diretamente sobre uma plataforma de força (AMTI OR6-6), ou sobre uma superfície maleável (espuma da BalancePad® da Airex) com dimensões aproximadamente de 50x41x6 cm e peso de 0,7 Kg, colocada sobre uma plataforma de força. Em ambas as tarefas as participantes deveriam se manter estáveis durante 30 s.
- (b) Equilíbrio dinâmico: A avaliação do equilíbrio dinâmico foi realizada em três tarefas: (1) Limites de estabilidade: As participantes ficaram em posição ereta sobre a plataforma de força, devendo inclinar o corpo alinhado para frente e para trás, e para ambos os lados, buscando atingir as posições extremas em cada direção. (2) Alcance funcional: As participantes ficaram em posição ereta sobre a plataforma de força, devendo manter seu braço direito à frente, paralelo ao solo e alcançar o mais longe possível à frente mantendo aproximadamente a altura dos ombros. (3) Equilíbrio corporal oscilatório: A tarefa foi realizada durante 15 s e consistiu de alcances repetidos a um alvo frontal posicionado à altura do ombro a uma distância acrescida de 40% do comprimento do braço da participante, por meio de movimentos de flexão-extensão do quadril (aproximadamente 145 graus) e simultaneamente movimentos com os braços para alcançar o alvo frontal; para tal os ombros foram flexionados de forma a manter os braços em extensão próxima a 125 graus. A tarefa de equilíbrio corporal oscilatório foi realizada a uma frequência de 0,5 Hz, padronizada por metrônomo eletrônico (marca BOSS, modelo DB-60).

Para análise cinemática de frequência de oscilações do tronco, foi fixado um marcador refletivo esférico de 14 mm de diâmetro no acrômio. Para avaliação do alcance funcional, foi fixado outro marcador refletivo no punho sobre o processo estilóide ulnar. Estes

marcadores foram rastreados com frequência de aquisição de 200 Hz por meio de um sistema optoeletrônico (Vicon Nexus, MX3+) de seis câmeras.

- (c) Teste de sensibilidade tátil das solas dos pés: A sensibilidade tátil das solas de ambos os pés foi quantificada por meio de estesiômetro, usando-se a medição de pressão de Semmes-Weinstein (SORRI-Bauru). A Figura 1A apresenta o estesiômetro, instrumento composto por 6 filamentos de nylon de diferentes cores e o mesmo comprimento (35 mm), usados neste estudo para tocar diferentes regiões das solas dos pés (Figura 1B), com relatos verbais de sensibilidade pelo participante (os monofilamentos de Semmes-Weinstein consideram valores entre 0,05 g e 300 g) (HOLEWSKI *et al.* 1986). Para este estudo os valores dos monofilamentos foram transformados em escores para posterior análise (Tabela 2).



Figura 1. Ilustração dos monofilamentos Semmes-Weinstein (A) e pontos avaliados nas solas dos pés (B).



Tabela 2. Características dos filamentos e os respectivos significados clínicos de acordo com as informações do fabricante.

Filamentos	Escore	Classificação
Verde (0,05 g)	1	Sensibilidade "normal" para o pé.
Azul (0,2 g)	2	Sensibilidade considerada dentro do "normal" para o pé.
Roxo (2 g)	3	Sensibilidade protetora diminuída, permanecendo o suficiente para prevenir lesões. Dificuldades com a discriminação de forma e temperatura.
Vermelho (4 g)	4	Perda da sensação protetora para o pé (as vezes); vulnerável a lesões; perda da discriminação quente/frio.
Laranja (10 g)	5	Perda da sensação protetora para o pé, ainda podendo sentir pressão profunda e dor.
Rosa (300 g)	6	Sensibilidade à pressão profunda, podendo ainda sentir dor.
Sem resposta	7	Perda de sensibilidade à pressão profunda; geralmente pode não sentir dor.

Valores em gramas e os respectivos escores.

### 6.3 Delineamento experimental e procedimentos

Para ambos os grupos, OBE e CON, as avaliações foram feitas em sessão única. As tarefas de controle postural ocorreram na seguinte ordem: (1) postura quieta base rígida x postura quieta base maleável, olhos abertos (OA) x olhos fechados (OF), com contrabalanceamento intragrupo para ambos os fatores; (2) limites de estabilidade; (3) alcance funcional; e (4) equilíbrio corporal oscilatório, OA x OF, com contrabalanceamento intragrupo para o fator visão. A sequência das atividades é apresentada a seguir:

Inicialmente, a participante respondeu a uma anamnese para doenças associadas à obesidade. Na sequência foi aplicado a versão curta do IPAQ, para avaliação do nível de atividade física. Além disso, as seguintes dimensões antropométricas foram medidas: estatura, peso, circunferência da cintura e circunferência do quadril. Na sequência, foi realizado o teste de sensibilidade tátil das solas dos pés com a participante sentada em posição confortável em um ambiente silencioso e sem distração. As participantes foram avaliadas com OF para evitar que observassem seus pés durante o teste. Os filamentos foram pressionados na superfície plantar, distribuídos em nove locais específicos de ambos os pés (Figura 1B). O limiar tátil foi determinado pela aplicação de filamentos mais finos até que a participante pudesse detectar o toque (BREGGER, 1987). A sensibilidade média foi calculada com base nos valores de forças progressivas atribuídos para cada filamento, ou seja, quanto maior o valor no teste de filamento, pior é a sensibilidade. Todas as participantes foram avaliadas pelo mesmo experimentador.

Após o teste de sensibilidade, foi realizada a preparação da participante com a colocação dos marcadores refletivos para início das avaliações de equilíbrio corporal.

As avaliações de equilíbrio corporal foram realizadas com 3 tentativas e intervalos de 15 s entre as tentativas, seguidas de 1 min. de descanso. As avaliações principais foram iniciadas com as tarefas de postura ereta quieta. Na primeira tarefa, as participantes estavam descalças sobre a plataforma de força, com os pés separados por uma distância de 15 cm entre os calcanhares e 20 cm entre os hálux, tendo os braços relaxados. Para a realização da segunda tarefa de postura ereta quieta, foi mantida a mesma posição. No entanto, as participantes foram colocadas sobre uma superfície maleável. As tarefas de postura ereta quieta foram realizadas com OA e OF durante 30 s cada tentativa. Ao final da avaliação de postura quieta a participante realizou no total 12 tentativas.

Para as tarefas de equilíbrio dinâmico, as participantes realizaram duas tentativas de familiarização. As tarefas foram realizadas com as participantes sobre a plataforma de força em posição ereta, descalças e com os pés nas mesmas posições de avaliação de postura quieta. Para a avaliação dos limites de estabilidade, a participante foi instruída a manter os braços cruzados sobre o peito, sem flexionar o quadril, inclinando o corpo o máximo que conseguisse para frente, para trás, para o lado direito e para o lado esquerdo, respectivamente. Para a tarefa de alcance funcional, as participantes foram instruídas a alcançar o mais longe possível à frente por meio de flexão de quadril, mantendo o braço de alcance paralelo ao solo. Na tarefa de equilíbrio corporal oscilatório, as participantes foram orientadas a realizar alcances repetidos com os dois braços ao alvo colocado a sua frente por meio de flexão de quadril, dentro da frequência ditada pelo metrônomo. A tarefa de equilíbrio corporal oscilatório foi realizada com OA e OF durante 15 s cada tentativa. Para que não ocorresse efeito de sequência, foi feito contrabalanceamento intragrupo para o fator visão. Ao final da 3ª e 6ª tentativas das avaliações de equilíbrio oscilatório, a participante respondia à Escala de Percepção Subjetiva de Esforço (BORG, 1982).

## 6.4 Variáveis

Foram analisadas as seguintes variáveis dependentes:

### 6.4.1 Cinéticas (com plataforma de força)

Equilíbrio em postura quieta

- (a) Raiz quadrada média (RQM) nos eixos AP e ML, baseada no deslocamento de CP, sendo calculada por meio da raiz quadrada da média do sinal elevado ao quadrado, de acordo com a equação abaixo:

$$RQM = \sqrt{\frac{1}{n}(x_1^2 + x_2^2 + \dots + x_n^2)}$$

- (b) Desvio padrão de RQM de CP nos eixos AP e ML.  
 (c) Velocidade média de CP nos eixos AP e ML, calculada pelo deslocamento total da oscilação do CP nos respectivos eixos dividido pelo tempo total da tentativa.

#### Equilíbrio dinâmico

- (d) Limites de estabilidade: amplitude de deslocamento do CP nas direções anterior, posterior, direita e esquerda, calculada pela diferença entre o pico de deslocamento em cada direção e a média nos 500 ms iniciais da tentativa em postura ereta quieta.  
 (e) Alcance Funcional: amplitude de deslocamento na direção anteroposterior, calculada pela diferença entre o pico de deslocamento e a média nos 500 ms iniciais em postura ereta quieta.

#### Equilíbrio corporal oscilatório para o intervalo de tempo de 15 s

- (f) RQM de CP nos eixos AP e ML.  
 (g) Desvio padrão de RQM de CP nos eixos AP e ML.  
 (h) Velocidade média de deslocamento de CP nos eixos AP e ML.  
 (i) Fase relativa (FR) entre oscilação do tronco e CPap.  
 (j) Desvio padrão de FR entre oscilação do tronco e CPap.

#### 6.4.2 Cinemática

- (k) Alcance funcional: amplitude máxima de deslocamento anterior do punho, definida como a diferença entre a posição de pico de deslocamento e a posição inicial do marcador refletivo do punho com as participantes em postura ereta quieta (média nos 500 ms iniciais) mantendo o braço direito à frente, paralelo ao solo e na altura dos ombros.  
 (l) RQM do deslocamento do tronco na direção anteroposterior: amplitude máxima de deslocamento do tronco, definida pelo marcador refletivo do ombro.  
 (m) Desvio padrão de RQM do deslocamento do tronco na direção anteroposterior.

- (n) Frequência de oscilação corporal: frequência de oscilação do tronco na direção anteroposterior, dada pelo número de ciclos de oscilação corporal por segundo (Hz).

#### 6.4.3 Teste de sensibilidade

- (o) Escores de sensibilidade tátil de cada ponto das solas dos pés.

### 6.5 Análise estatística

As análises foram realizadas a partir de médias individuais das três tentativas em cada tarefa. A análise preliminar de normalidade de distribuição dos dados foi feita por meio da prova Shapiro-Wilk. Os dados de postura quieta foram separados para cada piso, e analisados por meio de análises de variância de 2 fatores, 2 (grupo) x 2 (visão) com medidas repetidas no segundo fator. Para análise dos dados de equilíbrio corporal oscilatório foram utilizadas análises de variância de 2 fatores, 2 (grupo) x 2 (visão) com medidas repetidas no segundo fator. Os dados do teste de sensibilidade foram analisados por meio de análises de variância de 3 fatores, 2 (grupo) x 2 (pés) x 9 (pontos) com medidas repetidas nos dois últimos fatores. As comparações dos valores de limites de estabilidade e alcance funcional entre os dois grupos foram realizadas por meio de testes *t* de Student para medidas independentes. Valores de significância foram acompanhados por *eta* parcial quadrático ( $\eta_p^2$ ) como indicador de magnitude de efeito. Testes *post hoc* foram feitos por meio da Prova Newman-Keuls. As análises de correlação foram feitas por meio de regressão linear múltipla. A força das correlações foi caracterizada utilizando o coeficiente de correlação (*r*) como forte (0,60-0,80), moderado (0,40-0,60) e fraco (0,20-0,40) (KUNTER *et al.* 2004). O nível de significância foi estabelecido em 5% em todas as análises.

## 7 RESULTADOS

### 7.1 Teste de sensibilidade

A análise dos escores de sensibilidade tátil das solas dos pés indicou efeito principal significativo de grupo, devido a maiores escores para o grupo OBE ( $M = 2,88$ ,  $DP = 0,17$ ) em comparação com o grupo CON ( $M = 1,95$ ,  $DP = 0,13$ ), e interação significativa grupo x pontos. Comparações *post hoc* indicaram que o arco medial do mediopé foi o ponto mais sensível, com escores significativamente mais baixos para o grupo OBE em relação aos locais 4, 5, 7 e 9, e para o grupo CON em relação aos locais 2, 3, 4 e 9. O calcanhar foi o ponto menos sensível, com pontuações significativamente mais altas que todos os outros locais em ambos os grupos, exceto pelo ponto 3 para o grupo CON. As comparações intergrupos por ponto indicaram

sensibilidade plantar reduzida em todos os pontos anatômicos avaliados, com escores significativamente mais altos para o grupo OBE nos locais 4, 5 e 7, 8 e 9 (Figura 2). Nenhum efeito significativo associado ao lado do pé foi detectado.

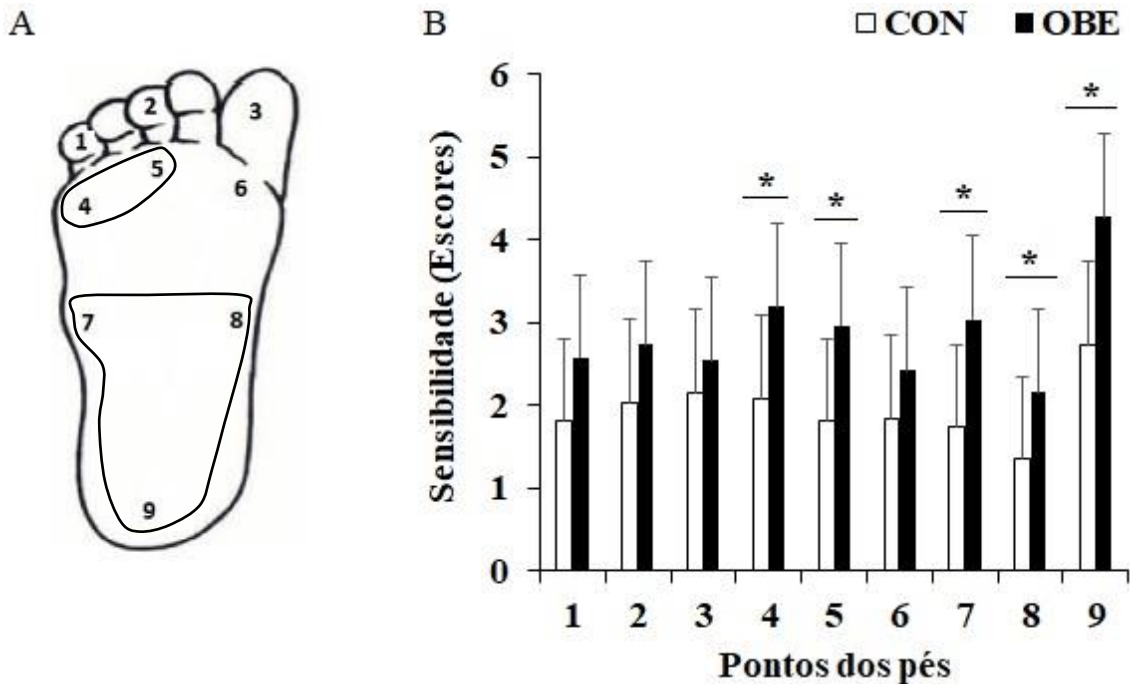


Figura 2 - Os nove pontos avaliados nas solas dos pés e a indicação dos locais que apresentaram escores significativamente mais altos para o grupo OBE (A), e médias (desvios-padrão indicados por barras verticais) dos escores de sensibilidade tátil das solas dos pés, comparando os grupos de mulheres obesas (OBE) e com peso normal (CON) separados por locais, para cada ponto dos pés entre os dois grupos. Valores correspondem à média entre os pés direito e esquerdo (B); valores significativamente maiores para o grupo OBE são indicados por asterisco.

## 7.2 Postura quieta

A Tabela 3 apresenta os resultados do teste de equilíbrio em postura quieta sobre base rígida nos eixos AP e ML. As análises no eixo AP indicaram efeito principal significativo de grupo, devido a maiores valores para o grupo OBE em comparação ao grupo CON para as variáveis (a) RQM de CP, OBE ( $M=4,03$  mm,  $DP=1,14$ ) x CON ( $M=2,93$  mm,  $DP=0,81$ ), (b) variabilidade (Var) de CP, OBE ( $M=0,97$  mm,  $DP=0,77$ ) x CON ( $M=0,55$  mm,  $DP=0,36$ ), e (c) velocidade média de deslocamento de CP, OBE ( $M=9,17$  mm/s,  $DP=3,47$ ) x CON ( $M=6,47$  mm/s,  $DP=2,39$ ), que também indicou interação grupo x visão. Comparações *post hoc* indicaram que OF levaram a valores mais elevados para o grupo OBE em comparação ao grupo CON, enquanto que com OA não foi observada diferença significativa associada a grupo. A análise das variáveis de CP no eixo ML indicaram ausência de efeito principal significativo para o fator grupo. Efeito principal significativo de visão, devido a maiores valores para a condição

de OF em comparação a OA, foi observado em todas as variáveis analisadas para as direções AP e ML, exceto para Var de CP no eixo AP. Os resultados completos para postura quieta base rígida são apresentados no ANEXO I.

Tabela 3. Resultados do teste de equilíbrio em postura ereta quieta sobre base rígida

	OBE		CON		Efeito	<i>p</i>
	OA	OF	OA	OF		
RQM CP <sub>ap</sub>	3,55 (1,16)	4,51 (0,93)	2,72 (0,88)	3,14 (0,71)	Grupo Visão	< 0,01 < 0,01
Var CP <sub>ap</sub>	0,90 (0,68)	1,04 (0,87)	0,56 (0,34)	0,55 (0,39)	Grupo Visão	0,05 0,61
Velocidade CP <sub>ap</sub>	6,89 (1,76)	11,45 (3,28)	5,38 (1,75)	7,56 (2,50)	Grupo Visão Grupo x visão	< 0,01 < 0,01 < 0,01
RQM CP <sub>ml</sub>	1,00 (0,28)	1,27 (0,44)	0,89 (0,29)	0,99 (0,21)	Grupo Visão	0,09 < 0,01
Var CP <sub>ml</sub>	0,19 (0,12)	0,30 (0,22)	0,17 (0,10)	0,20 (0,12)	Grupo Visão	0,21 0,05
Velocidade CP <sub>ml</sub>	2,75 (0,63)	3,31 (0,55)	3,11 (0,87)	3,43 (0,91)	Grupo Visão	0,39 < 0,01

Médias e desvios-padrão (entre parênteses) da análise de variáveis relacionadas ao deslocamento de CP para a tarefa de equilíbrio corporal em postura ereta quieta sobre base rígida; OA = olhos abertos; OF = olhos fechados.

Na Tabela 4 são apresentados os resultados do teste de equilíbrio em postura quieta sobre base maleável nos eixos AP e ML. As análises no eixo AP indicaram efeito principal significativo de grupo, devido a maiores valores para o grupo OBE em comparação ao grupo CON para a variável RQM de CP, OBE ( $M=8,55$  mm,  $DP=2,54$ ) x CON ( $M=7,46$  mm,  $DP=2,03$ ). Efeito principal significativo de visão, devido a maiores valores para a condição de OF em comparação a OA, foi observado no eixo AP para as variáveis RQM de CP e velocidade de CP. As análises no eixo ML indicaram efeito principal significativo de grupo, devido a maiores valores para o grupo OBE em comparação ao grupo CON para as variáveis (a) RQM de CP, OBE ( $M=4,83$  mm,  $DP=2,33$ ) x CON ( $M=3,56$  mm,  $DP=1,44$ ), e (b) Var de CP, OBE ( $M=0,88$  mm,  $DP=0,63$ ) x CON ( $M=0,44$  mm,  $DP=0,26$ ). Ainda, para essas variáveis as análises também indicaram interações grupo x visão. Comparações *post hoc* para decomposição das interações indicaram que OF levaram a valores mais elevados para o grupo OBE em

comparação ao grupo CON, enquanto que na condição OA não foi observada diferença significativa associada a grupo. Efeito principal de visão, devido a maiores valores para a condição de OF em comparação a OA, foi observado no eixo ML para as variáveis RQM de CP, Var de CP e velocidade de CP. Os resultados completos para postura quieta base maleável são apresentados no ANEXO II.

Tabela 4. Resultados do teste de equilíbrio em postura ereta quieta sobre base maleável

	OBE		CON		Efeito	<i>p</i>
	OA	OF	OA	OF		
RQM CP <sub>ap</sub>	6,51 (1,62)	10,59 (1,35)	6,05 (1,36)	8,86 (1,57)	Grupo Visão	< 0,01 < 0,01
Var CP <sub>ap</sub>	1,04 (0,74)	1,32 (0,69)	0,98 (0,75)	1,06 (0,60)	Grupo Visão	0,47 0,29
Velocidade CP <sub>ap</sub>	12,82 (3,14)	30,45 (10,75)	11,39 (1,68)	25,19 (7,30)	Grupo Visão	0,14 < 0,01
RQM CP <sub>ml</sub>	2,92 (0,34)	6,73 (1,81)	2,32 (0,47)	4,79 (0,90)	Grupo Visão Grupo x visão	< 0,01 < 0,01 0,02
Var CP <sub>ml</sub>	0,43 (0,22)	1,33 (0,59)	0,31 (0,10)	0,58 (0,30)	Grupo Visão Grupo x visão	< 0,01 < 0,01 < 0,01
Velocidade CP <sub>ml</sub>	6,51 (1,49)	13,27 (4,01)	5,97 (1,34)	11,35 (3,62)	Grupo Visão	0,22 < 0,01

Médias e desvios-padrão (entre parênteses) da análise de variáveis relacionadas ao deslocamento de CP para a tarefa de equilíbrio corporal em postura ereta quieta sobre base maleável; OA = olhos abertos; OF = olhos fechados.

### 7.3 Limites de estabilidade e alcance funcional

Na Tabela 5 são apresentados os resultados das tarefas de limites de estabilidade e alcance funcional. A análise dos limites de estabilidade indicou valores significativamente menores na direção anterior para o grupo OBE em comparação ao grupo CON. Para as demais direções não foram observadas diferenças significantes na comparação entre os grupos.

Para a tarefa de alcance funcional, a análise da amplitude de deslocamento de CP no eixo AP indicou valores significativamente menores para o grupo OBE em comparação ao grupo CON. A análise de amplitude máxima de deslocamento do punho indicou tendência de diferença significativa entre os grupos, devido a menores valores para o grupo OBE em comparação ao grupo CON.

Tabela 5. Resultados dos testes de limites de estabilidade e alcance funcional (mm)

	OBE	CON	<i>p</i>
Limites de estabilidade			
Amplitude anterior CP	77,50 (20,80)	105,88 (11,70)	< 0,01
Amplitude posterior CP	46,82 (19,07)	56,96 (15,05)	0,15
Amplitude direita CP	100,47 (27,23)	114,98 (17,89)	0,12
Amplitude esquerda CP	112,82 (29,06)	109,48 (17,39)	0,73
Alcance funcional			
Amplitude CP	77,27 (23,94)	95,50 (20,81)	0,05
Amplitude punho	302,99 (61,54)	344,29 (41,02)	0,06

Médias e desvios-padrão (entre parênteses) da análise de amplitude de deslocamento do CP para a tarefa de limites de estabilidade; amplitude de deslocamento do CP e cinemática do punho para a tarefa de alcance funcional.

#### 7.4 Equilíbrio corporal oscilatório

A análise da Escala de Percepção Subjetiva de Esforço indicou ausência de diferenças significantes entre os grupos OBE e CON.

##### 7.4.1 Cinética e cinemática

A análise cinemática dos movimentos de tronco mostrou valores equivalentes entre os grupos OBE e CON, sem diferenças significantes para frequência (FREQ), RQM e Var (Tabela 6). Efeitos principais de visão foram observados, devido a menores valores para a condição de OF em comparação a OA para a variável RQM, enquanto que para Var o efeito de visão foi devido a maiores valores para a condição de OF em comparação a OA.



Tabela 6. Resultados da análise cinemática de movimentos do tronco

	OBE		CON		Efeito	<i>p</i>
	OA	OF	OA	OF		
Cinemática						
FREQ tronco AP	0,49 (0,02)	0,50 (0,02)	0,50 (0,01)	0,50 (0,01)	Grupo Visão	0,09 0,40
RQM tronco AP	82,16 (26,73)	74,53 (15,92)	73,73 (14,10)	69,07 (13,95)	Grupo Visão	0,31 0,03
Var tronco AP	5,46 (2,28)	6,90 (1,73)	5,01 (1,17)	5,86 (1,36)	Grupo Visão	0,18 < 0,01

Médias e desvios-padrão (entre parênteses) da análise cinemática dos movimentos de tronco para a tarefa de equilíbrio oscilatório; OA = olhos abertos; OF = olhos fechados.

Na Tabela 7 são apresentados os resultados do teste de equilíbrio oscilatório nos eixos AP e ML. As análises das variáveis de CP nos eixos AP e ML indicaram ausência de efeitos principais significantes para o fator grupo nas variáveis analisadas. Efeito principal significativo de visão foi observado apenas para Var CP<sub>ml</sub>, devido aos maiores valores para a condição de OF em comparação a OA. A análise da fase relativa (FR) entre oscilação do tronco e CP no eixo AP indicou ausência de efeito principal significativo para o fator grupo e efeito principal significativo de visão. O efeito de visão foi devido a menores valores para a condição de OF em comparação a OA. A análise de Var FR entre oscilação do tronco e CP no eixo AP indicou interação significativa para os fatores grupo x visão. As comparações *post hoc* não identificaram diferenças pareadas significantes. Os resultados completos para equilíbrio oscilatório são apresentados no ANEXO III.

Tabela 7. Resultados do teste de equilíbrio oscilatório

	OBE		CON		Efeito	<i>p</i>
	OA	OF	OA	OF		
RQM CP <sub>ap</sub>	18,73 (12,44)	18,07 (7,75)	20,39 (3,97)	20,24 (4,47)	Grupo Visão	0,52 0,70
Var CP <sub>ap</sub>	3,89 (1,36)	4,68 (1,53)	4,10 (0,88)	4,49 (1,18)	Grupo Visão	0,98 0,06
Velocidade CP <sub>ap</sub>	396,28 (235,26)	384,81 (123,51)	450,89 (73,21)	473,67 (94,95)	Grupo Visão	0,18 0,80
RQM CP <sub>ml</sub>	11,03 (8,26)	11,47 (7,16)	7,62 (1,90)	8,69 (2,99)	Grupo Visão	0,18 0,08
Var CP <sub>ml</sub>	2,21 (1,18)	2,85 (1,22)	1,92 (0,46)	2,57 (1,22)	Grupo Visão	0,42 0,01
Velocidade CP <sub>ml</sub>	256,08 (115,12)	248,27 (88,93)	306,91 (91,18)	326,51 (83,15)	Grupo Visão	0,09 0,52
FR tronco-CP <sub>ap</sub>	81,45 (61,11)	47,92 (48,61)	84,11 (61,27)	62,09 (54,05)	Grupo Visão	0,69 < 0,01
Var FR tronco-CP <sub>ap</sub>	14,16 (14,73)	8,63 (6,77)	6,60 (3,86)	17,12 (15,29)	Grupo Visão Grupo x visão	0,88 0,44 0,02

Médias e desvios-padrão (entre parênteses) da análise de variáveis relacionadas ao deslocamento de CP para a tarefa de equilíbrio oscilatório; OA = olhos abertos; OF = olhos fechados.

## 7.5 Correlação entre sensibilidade plantar e equilíbrio

### 7.5.1 Postura quieta

A análise de correlação entre escores do teste de sensibilidade tátil das solas dos pés e variáveis de CP em postura quieta são apresentadas na Tabela 8. Para o eixo AP a variável velocidade média de CP apresentou correlações significantes em todas as condições avaliadas, sendo que em base rígida/OF foi apresentado o maior valor de correlação ( $r = 0,66$ ). A variável RQM de CP na condição base maleável/OF apresentou o maior valor de correlação para o eixo ML ( $r = 0,76$ ). A Figura 3 apresenta gráficos de dispersão para os maiores valores de correlação observados em cada direção.

Tabela 8. Resultados da análise de correlação entre escores do teste de sensibilidade tátil das solas dos pés e variáveis de CP em postura quieta

			<i>r</i>	<i>r</i> <sup>2</sup>	<i>p</i>
RQM CP <sub>ap</sub>	Base rígida	OA	0,13	0,02	0,51
		OF	0,36	0,13	0,07
	Base maleável	OA	0,20	0,04	0,34
		OF	0,43	0,18	0,03
Var RQM CP <sub>ap</sub>	Base rígida	OA	0,01	< 0,01	0,97
		OF	0,10	0,01	0,61
	Base maleável	OA	0,09	0,01	0,66
		OF	0,08	0,01	0,69
Velocidade CP <sub>ap</sub>	Base rígida	OA	0,47	0,22	0,01
		OF	0,66	0,43	< 0,01
	Base maleável	OA	0,54	0,29	< 0,01
		OF	0,48	0,23	0,01
Var Velocidade CP <sub>ap</sub>	Base rígida	OA	0,20	0,04	0,33
		OF	0,36	0,13	0,07
	Base maleável	OA	0,19	0,04	0,35
		OF	0,35	0,13	0,08
RQM CP <sub>ml</sub>	Base rígida	OA	0,19	0,04	0,35
		OF	0,50	0,25	< 0,01
	Base maleável	OA	0,74	0,54	< 0,01
		OF	0,76	0,58	< 0,01
Var RQM CP <sub>ml</sub>	Base rígida	OA	0,14	0,02	0,50
		OF	0,42	0,17	0,03
	Base maleável	OA	0,22	0,05	0,27
		OF	0,71	0,51	< 0,01
Velocidade CP <sub>ml</sub>	Base rígida	OA	0,13	0,02	0,54
		OF	0,19	0,04	0,34
	Base maleável	OA	0,33	0,11	0,10
		OF	0,40	0,16	0,04
Var Velocidade CP <sub>ml</sub>	Base rígida	OA	0,01	< 0,01	0,95
		OF	0,38	0,14	0,06
	Base maleável	OA	0,02	< 0,01	0,91
		OF	0,46	0,21	0,02

OA = olhos abertos; OF = olhos fechados.

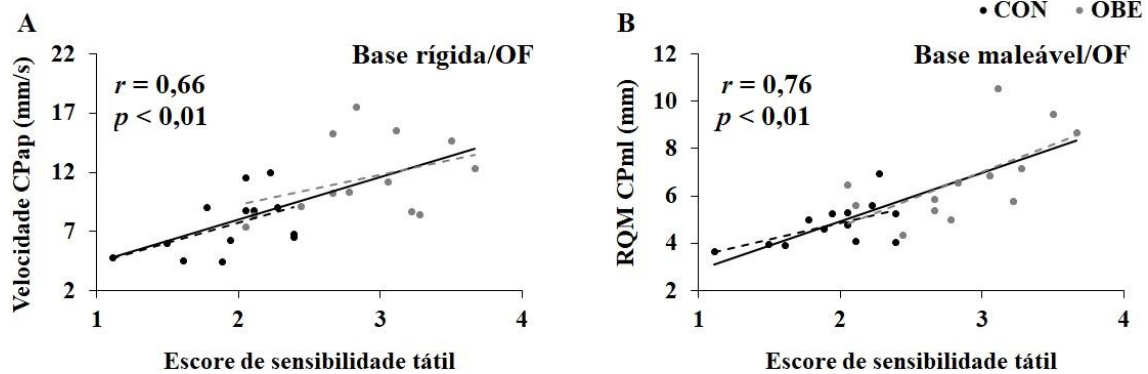


Figura 3 – Valores de correlação entre escores do teste de sensibilidade tátil das solas dos pés, velocidade média de deslocamento do CP no eixo AP base rígida com OF (A), e RQM do CP no eixo ML base maleável com OF (B); OF = olhos fechados; a linha de tendência preta tracejada refere-se ao grupo CON, e a linha de tendência cinza tracejada refere-se ao grupo OBE. A linha de tendência preta contínua foi traçada para o conjunto completo dos dados, e os valores de correlação correspondem à análise conjunta dos dois grupos.

### 7.5.2 Equilíbrio oscilatório

A análise de correlação entre escores do teste de sensibilidade tátil das solas dos pés e variáveis de CP em equilíbrio corporal oscilatório são apresentadas na Tabela 9. Para a direção AP não foram encontradas correlações significantes. As variáveis RQM de CP para o eixo ML nas condições OA e OF apresentaram os maiores valores de correlação ( $r = 0,46$ , para ambas as variáveis). A Figura 4 apresenta gráficos de dispersão para os maiores valores de correlação observados.

Tabela 9. Resultados da análise de correlação entre escores do teste de sensibilidade tátil das solas dos pés e variáveis de CP na tarefa de equilíbrio corporal oscilatório

		$r$	$r^2$	$p$
RQM CP <sub>ap</sub>	OA	0,12	0,01	0,56
	OF	0,02	< 0,01	0,92
Var RQM CP <sub>ap</sub>	OA	0,07	0,01	0,73
	OF	< 0,01	< 0,01	0,98
Velocidade CP <sub>ap</sub>	OA	0,11	0,01	0,59
	OF	0,19	0,04	0,35
Var Velocidade CP <sub>ap</sub>	OA	0,26	0,07	0,20
	OF	0,07	< 0,01	0,72
RQM CP <sub>ml</sub>	OA	0,46	0,21	0,02
	OF	0,46	0,21	0,02
Var RQM CP <sub>ml</sub>	OA	0,43	0,19	0,03
	OF	0,36	0,13	0,07
Velocidade CP <sub>ml</sub>	OA	< 0,01	< 0,01	0,98
	OF	0,16	0,03	0,43
Var Velocidade CP <sub>ml</sub>	OA	0,09	< 0,01	0,67
	OF	0,02	< 0,01	0,90

OA = olhos abertos; OF = olhos fechados.

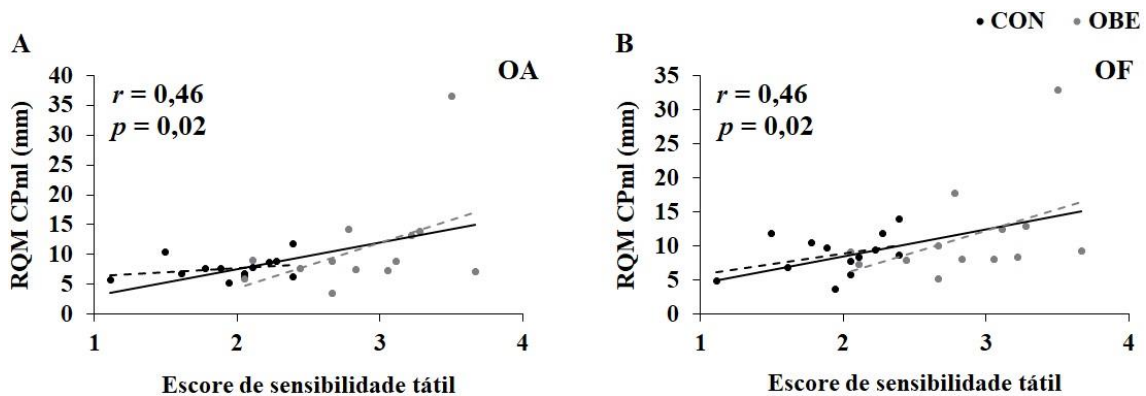


Figura 4 – Valores de correlação entre escores do teste de sensibilidade tátil das solas dos pés, RQM de CP no eixo ML com OA (A), e RQM de CP no eixo ML com OF (B); OA = olhos abertos; OF = olhos fechados; a linha de tendência preta tracejada refere-se ao grupo CON, e a linha de tendência cinza tracejada refere-se ao grupo OBE. A linha de tendência preta contínua foi traçada para o conjunto completo dos dados, e os valores de correlação correspondem à análise conjunta dos dois grupos.

## 8 DISCUSSÃO

Os objetivos desse estudo foram os seguintes: (a) comparar o equilíbrio corporal em postura ereta quieta e em tarefas de equilíbrio dinâmico entre mulheres com obesidade mórbida e com peso corporal normal, (b) comparar a sensibilidade tátil em diferentes regiões das solas

dos pés entre mulheres com obesidade mórbida e com peso corporal normal, e (c) analisar a correlação entre sensibilidade tátil das solas dos pés e equilíbrio corporal em mulheres com obesidade mórbida e com peso corporal normal. Os resultados indicaram que as mulheres obesas em comparação a mulheres não-obesas apresentaram menor estabilidade corporal em postura ereta quieta. Nos testes de equilíbrio dinâmico, as participantes obesas apresentaram menor limite de estabilidade anterior, enquanto que para as direções posterior, direita e esquerda não foram observadas diferenças significantes. Para a tarefa de alcance funcional, tiveram menor amplitude de deslocamento de CP no eixo AP. Para a tarefa de equilíbrio corporal oscilatório, as mulheres obesas tiveram estabilidade de equilíbrio equivalente àquela observada em mulheres não-obesas. O teste de sensibilidade plantar mostrou menores escores em diferentes regiões das solas das mulheres obesas em comparação às mulheres não-obesas. Foram observadas correlações de moderada a forte entre sensibilidade plantar e estabilidade de equilíbrio corporal em postura ereta quieta. Para a tarefa de equilíbrio oscilatório, foi encontrada correlação moderada entre sensibilidade plantar e diferentes variáveis de CP. Não foi observado déficit de equilíbrio corporal nas mulheres obesas em equilíbrio dinâmico oscilatório.

### 8.1 Perda de sensibilidade e obesidade

Um dos objetivos deste estudo foi comparar a sensibilidade tátil em diferentes regiões das solas dos pés entre mulheres com obesidade mórbida e com peso corporal normal. Confirmando a hipótese formulada, foi observada menor sensibilidade em diferentes regiões das solas dos pés das mulheres com obesidade mórbida em comparação a mulheres com peso normal. A análise descritiva indicou sensibilidade plantar reduzida em todos os pontos anatômicos avaliados. Diferenças significantes foram encontradas sob a quinta cabeça metatarsal e terceira cabeça metatarsal (região do antepé), arco lateral do médio pé e arco medial do médio pé (região do médio pé), e ponto medial do retropé (calcanhar). Os resultados de menor sensibilidade plantar em pontos anatômicos de diferentes regiões das solas dos pés das mulheres obesas são consistentes com estudos anteriores que mostraram alterações de pressões plantares sob as regiões do antepé, médio pé e calcanhar de indivíduos obesos em situações de ortostatismo e marcha (BUTTERWORTH *et al.* 2015; DA ROCHA *et al.* 2014; GRAVANTE *et al.* 2003; HILLS *et al.* 2001; PERIYASAMY *et al.* 2012; TOMANKOVA *et al.* 2017; YAN *et al.* 2013). Com base nestes resultados, tem sido reconhecido que pressões plantares aumentadas podem diminuir a sensibilidade das solas dos pés. O ponto medial do retropé (calcanhar) foi o local significativamente menos sensível em ambos os grupos, exceto em relação ao primeiro dedo do pé no grupo com peso normal. Sobre o achado de o arco medial do

médio pé ser o ponto mais sensível e o calcanhar o ponto menos sensível, é possível que este efeito seja devido a alterações na estrutura do pé como consequência da obesidade mórbida, tais como diminuição da altura do arco do pé, modificações no tecido de gordura das solas dos pés e alterações biomecânicas em situações de postura ereta e caminhada (BANDHOLM *et al.* 2008; BUTTERWORTH *et al.* 2012; SONG *et al.* 2015). Adicionalmente, a comparação de sensibilidade plantar entre os pés mostrou similar perda sensorial.

A observação de resultados análogos em nosso estudo em relação a experimentos prévios (HANDRIGAN *et al.* 2012; WU e MADIGAN, 2014) indica o efeito do aumento do peso corporal sobre a sensibilidade plantar. Enquanto estes estudos avaliaram apenas o calcâneo e a terceira cabeça metatarsal de indivíduos com obesidade elevada (WU e MADIGAN, 2014) e indivíduos que tiveram massa corporal adicionada por um colete (HANDRIGAN *et al.* 2012), os resultados do presente estudo mostraram que além desses pontos anatômicos, a obesidade mórbida levou a diminuição de sensibilidade plantar também para outros pontos das solas dos pés. Neste contexto, é importante destacar diferenças no arranjo experimental do presente estudo, que avaliou por meio de aplicação de monofilamentos um maior número de pontos anatômicos distribuídos por diferentes regiões das solas de ambos os pés de mulheres com obesidade mórbida. Assim, outro ponto importante na comparação entre os estudos, foi que avaliamos apenas mulheres. No entanto, este não é um aspecto que limita a comparação, uma vez que estudos prévios mostraram que o sexo não é fator determinante na magnitude do efeito da obesidade na pressão plantar (GRAVANTE *et al.* 2003; HILLS *et al.* 2001). Em uma comparação mais direta com o nosso estudo, Yumin *et al.* (2016) também relataram que a sensibilidade plantar de mulheres com peso normal, sobrepeso e obesidade elevada foi menor com o aumento do IMC para o primeiro dedo do pé e a quinta cabeça metatarsal (região do antepé), e também no ponto medial do retopé (calcanhar). Entretanto, comparado aos resultados deste estudo, foi observado que a terceira cabeça metatarsal (região do antepé), e os arcos lateral e medial (região do médio pé), também foram afetados pela obesidade mórbida. Os resultados do presente estudo em comparação aos estudos citados, portanto, mostraram que o arco lateral do médio pé e o arco medial do médio pé tiveram redução de sensibilidade plantar. A partir dessa evidência, é possível supor que prejuízo de sensibilidade plantar na região do médio pé seja um efeito da massa corporal elevada a um índice que caracteriza a obesidade mórbida em comparação a níveis menores de obesidade.

Investigações anteriores envolvendo indivíduos classificados com sobrepeso ou obesidade demonstraram que a pressão plantar parece ser dependente da massa corporal, (ARNOLD *et al.* 2010; GRAVANTE *et al.* 2003; HILLS *et al.* 2001; WEARING *et al.* 2006).

Reconhece-se que pressões plantares aumentadas podem diminuir a sensibilidade dos mecanorreceptores plantares, sugerindo que pressões plantares aumentadas decorrentes da obesidade levam a necessidade de mudança no estímulo plantar a ser percebido. De acordo com a lei de Weber, que busca descrever a relação entre a magnitude de um estímulo e a intensidade percebida do estímulo, é entendido que a detecção de um estímulo é proporcional à sua intensidade (LANZARA, 1994). Assim, em decorrência de maior pressão plantar associada à obesidade existe a necessidade de uma mudança no estímulo para que ele seja percebido. Com base nesta suposição, é possível que ocorra maior estimulação dos mecanorreceptores plantares, dado que existe maior sobrecarga sobre os pés de indivíduos com excesso de peso em comparação a uma pessoa com peso normal. Isso resultaria em um limiar maior para os indivíduos obesos, o que pode explicar a sensibilidade reduzida em diferentes pontos anatômicos das regiões do antepé, médio pé e retropé de mulheres com obesidade mórbida, o que implica em prejuízo na qualidade da informação sensorial levada ao SNC.

## 8.2 Obesidade e regulação da postura ereta quieta

Neste estudo foi verificada a correlação entre obesidade mórbida em mulheres e equilíbrio corporal em postura ereta quieta. Os resultados mostraram menor estabilidade corporal para mulheres com obesidade mórbida em comparação a mulheres com peso normal. Diferenças significantes foram observadas para a amplitude de deslocamento e variabilidade de CP em base rígida no eixo AP. Para a velocidade de CP, interação significativa mostrou maiores valores para o grupo OBE em comparação ao grupo CON para a condição de OF. Para a base maleável foi encontrada maior amplitude de deslocamento de CP no eixo AP, e no eixo ML a condição de OF levou a maior amplitude de deslocamento e variabilidade de CP. Particularmente no eixo ML, esse achado permite sugerir menor estabilidade corporal como efeito da obesidade mórbida. Contudo, a ausência de diferença entre os grupos em condições de OA, indica que a informação visual foi utilizada para compensar a instabilidade corporal aumentada do grupo OBE. Visto que sobre uma base maleável as informações sensoriais das solas dos pés são distorcidas, a regulação do equilíbrio em postura ereta quieta em uma base instável pode ser dependente de reponderação de outras fontes sensoriais (BERNARD et al. 2003).

O principal achado desse experimento revelou tanto em superfície rígida quanto maleável, maior amplitude de deslocamento de CP no eixo AP para o grupo OBE em comparação ao grupo CON em ambas as condições visuais. Tal achado é contraditório aos resultados apresentados por alguns estudos que avaliaram o equilíbrio em postura ereta quieta



sobre base rígida (BERNARD *et al.* 2003; BLASZCZYK *et al.* 2009; DO NASCIMENTO *et al.* 2017; PATAKY *et al.* 2014) e maleável (PATAKY *et al.* 2014), que indicaram não haver menor estabilidade corporal como efeito da obesidade. Nestes casos, as diferenças nos resultados podem estar relacionadas a variações nos métodos empregados. Entretanto, os resultados do presente estudo confirmaram a hipótese formulada de que a obesidade mórbida leva a uma menor estabilidade de equilíbrio corporal, corroborando a maioria de resultados anteriores que observaram menor estabilidade corporal em postura ereta quieta como efeito de diferentes graus de obesidade (BERNARD *et al.* 2003; GOULDING *et al.* 2003; KU *et al.* 2012; MAKTOUF *et al.* 2018; MCGRAW *et al.* 2000; MENEGONI *et al.* 2009; SARTORIO *et al.* 2001; SINGH *et al.* 2009; SON, 2016; VILLARRASA-SAPIÑA *et al.* 2016).

Pode-se pensar em duas possíveis explicações para a menor estabilidade corporal em postura ereta quieta em indivíduos obesos. A primeira explicação está relacionada a mudanças mecânicas nesses indivíduos, especificamente sobre a resposta motora do tornozelo às oscilações do corpo. De fato, em indivíduos obesos, principalmente aqueles com alto acúmulo de tecido adiposo na região abdominal, o centro de massa é deslocado para frente em relação à articulação do tornozelo, o que induz uma posição anterior de CP que provoca maior torque gravitacional acelerando o corpo (CORBEIL *et al.* 2001; SIMONEAU e TEASDALE, 2015). Este deslocamento para frente leva a um aumento não-linear do torque para estabilizar o corpo em situações marcadas por parâmetros temporais atrasados. Isto é, início do torque ou tempo até o pico de torque (CORBEIL *et al.* 2001). Assim, indivíduos obesos têm que gerar o torque adequado do tornozelo para contrabalançar esse torque gravitacional (HUE *et al.* 2007). Aqui, se o torque do tornozelo não estiver adaptado à massa corporal, indivíduos obesos apresentam maior velocidade e excursão de CP (TEASDALE *et al.* 2007).

A segunda explicação para o controle postural alterado em postura ereta quieta como efeito da obesidade mórbida pode ser consequência de prejuízo das funções sensoriais. Neste sentido, tal prejuízo estaria relacionado a informações sensoriais dos mecanorreceptores plantares. Os resultados do presente estudo mostraram correlações de moderada a forte entre escores de sensibilidade tátil das solas dos pés e a amplitude e a velocidade de CP para os eixos AP e ML. Tem sido sugerida redução de sensibilidade plantar em indivíduos com elevado IMC (DA ROCHA *et al.* 2014; HANDRIGAN *et al.* 2012; WU e MADIGAN, 2014; YUMIN *et al.* 2016), sendo essa redução associada a menor estabilidade corporal em postura ereta quieta (WU e MADIGAN, 2014). No entanto, os achados do presente estudo mostraram que a obesidade mórbida em comparação a outros graus de obesidade levou a redução de sensibilidade em um maior número de regiões das solas dos pés, e também como efeito da obesidade mórbida foram

encontradas correlações mais altas entre a sensibilidade plantar e estabilidade postural em postura ereta quieta. A obesidade leva a maiores áreas de contato plantar (BIRTANE e TUNA, 2004) e pressões plantares (BUTTERWORTH *et al.* 2015; DA ROCHA *et al.* 2014; GRAVANTE *et al.* 2003; HILLS *et al.* 2001; PERIYASAMY *et al.* 2012; TOMANKOVA *et al.* 2017; YAN *et al.* 2013). Em vista disso, tem sido sugerido que esses valores aumentados em indivíduos obesos podem perturbar a informação sensorial decorrente dos receptores plantares, uma vez que a elevada massa corporal provoca hiperativação dos mecanorreceptores, aumentando o limiar de sensibilidade, tornando assim a informação sensorial dos mecanorreceptores menos confiável. Entende-se que a pressão plantar é relacionada à posição do corpo, indicando a direção e a amplitude da inclinação de todo o corpo, o que possibilita ao SNC extrair um sinal de distribuição espacial (KAVOUNOUDIAS *et al.* 2001). A importância para o equilíbrio corporal está relacionada com a capacidade dos receptores plantares de identificar variações nas forças de reação do solo para estabilizar a posição de CP dentro da base de suporte (MORASSO e SCHIEPPATI, 1999). Os achados desse estudo mostraram que as regiões anterior, lateral e posterior da superfície plantar apresentaram sensibilidade plantar reduzida. Tais regiões são correlacionadas a áreas dos pés que suportam o peso do corpo (PERRY *et al.* 2000), e também indicadas como regiões pelas quais estão distribuídos preferencialmente os mecanorreceptores (cf. KENNEDY e INGLIS, 2002). Os mecanorreceptores das regiões anterior e posterior dos pés fornecem feedback que orientam espacialmente o corpo para inclinar-se posteriormente e anteriormente (KAVOUNOUDIAS *et al.* 2001; PERRY *et al.* 2000), sendo que os mecanorreceptores plantares de adaptação lenta exercem atividade relacionada a interação entre as solas dos pés e a superfície, fornecendo informações sobre a distribuição de pressões na pele (KAVOUNOUDIAS *et al.* 1998; PATEL *et al.* 2011). Os mecanorreceptores de adaptação rápida estão relacionados as mudanças de postura que são necessárias para o controle postural, fornecendo informações sobre as mudanças de pressão que ocorrem sobre a pele (KAVOUNOUDIAS *et al.* 1998; KENNEDY e INGLIS, 2002; PATEL *et al.* 2011). Esta é uma evidência de que sinais aferentes das principais regiões de sustentação dos pés têm importância espacial para informar ao SNC sobre a posição do corpo em relação à referência vertical (KAVOUNOUDIAS *et al.* 2001). Portanto, prejuízo na sensibilidade plantar como efeito de obesidade mórbida pode influenciar diretamente o controle postural em postura ereta quieta.

Uma explicação alternativa para a associação entre déficit de equilíbrio e obesidade pode estar relacionada aos fusos musculares. Os aferentes do fuso muscular transmitem informações sobre o comprimento muscular e a posição dos membros ao SNC, que elabora uma

representação da posição do corpo no espaço (MATTHEWS, 1981; PROSKE e GANDEVIA, 2012). Além disso, os aferentes do fuso muscular do grupo Ia também envolvem o componente sensorial do reflexo de estiramento muscular monossináptico, que é fundamental para a rápida correção de erros durante o movimento contínuo (PROSKE e GANDEVIA, 2012). Neste sentido, a hipótese de que a função do proprioceptor muscular é prejudicada por obesidade, foi confirmada em um estudo que induziu obesidade em camundongos por meio de dieta hiperlipídica (ELAHI *et al.* 2018). Os resultados evidenciaram que as terminações dos receptores aferentes do fuso muscular foram menos responsivas ao estiramento muscular e à vibração sinusoidal. A sensibilidade aferente estática e dinâmica dos fusos musculares foi diminuída, sugerindo que o SNC em decorrência de obesidade recebe informações imprecisas do estiramento muscular. Visto que estudos anteriores mostraram que camundongos com dieta rica em gordura exibiram prejuízos de equilíbrio (GRIFFIN *et al.* 2010; LEE *et al.* 2015; TAKASE *et al.* 2016), os autores concluíram como possível fator para a menor estabilidade de equilíbrio nos animais, o comprometimento da função proprioceptiva pela obesidade.

Ambas as explicações apresentadas para a menor estabilidade em postura ereta quieta em indivíduos com obesidade mórbida não são excludentes, uma vez que as informações sensoriais dos mecanorreceptores plantares, a articulação do tornozelo (KAVOUNOUDIAS *et al.* 2001) e informações dos fusos musculares são co-processadas para estimar o movimento do corpo. Nesse caso, os mecanismos de realimentação sensoriomotora geram torque corretivo do tornozelo baseado em sistemas sensoriais, de modo que as informações sensoriais menos confiáveis do membro inferior podem aumentar a variabilidade nos comandos motores de equilíbrio corporal (SIMONEAU e TEASDALE, 2015), gerando menor regulação para manter a postura ereta quieta.

### 8.3 Obesidade e regulação da postura dinâmica

Dentre os objetivos definidos para o presente estudo, um foi comparar o equilíbrio corporal em tarefas de equilíbrio dinâmico entre mulheres com obesidade mórbida e com peso corporal normal. Essa comparação foi feita por meio de diferentes tarefas, a saber: limites de estabilidade, alcance funcional e equilíbrio corporal oscilatório.

#### 8.3.1 Limites de estabilidade e alcance funcional

Em relação aos limites de estabilidade a hipótese formulada foi parcialmente aceita. Foi observado para o grupo OBE em comparação ao grupo CON, menor amplitude de deslocamento de CP no sentido anterior. Entretanto, para os sentidos posterior, direita e esquerda foi

observada ausência de diferença entre os grupos. Esses resultados corroboram parcialmente estudos que avaliaram os limites de estabilidade de indivíduos obesos em todas as direções (MAKTOUF *et al.* 2018) e para a direção anterior (BLASZCZYK *et al.* 2009). Especificamente sobre a direção anterior, os resultados do presente estudo confirmam achados prévios indicando menores limites de estabilidade em indivíduos obesos (MAKTOUF *et al.* 2018) e obesos mórbidos (BLASZCZYK *et al.* 2009) em comparação a indivíduos não-obesos. Nesse caso, a explicação pode estar relacionada a fatores mecânicos, dado que a elevada massa corporal, principalmente na região abdominal, induz uma posição anterior de CP. De fato, quando indivíduos com peso normal inclinam o corpo para frente aumentam as atividades musculares do gastrocnêmio medial e sóleo para compensar a instabilidade (LORAM *et al.* 2004). Desse modo, é suposto que para manter a regulação de equilíbrio semelhante a não-obesos, indivíduos obesos necessitam de maior torque na articulação do tornozelo (CORBEIL *et al.* 2001), e assim ativação muscular mais elevada. Em estudo recente sobre limites de estabilidade em indivíduos obesos, foi verificado aumento na atividade dos músculos gastrocnêmio medial e sóleo durante inclinações para frente, dos músculos gastrocnêmio medial, sóleo e tibial anterior em inclinações para trás e dos músculos gastrocnêmio medial e sóleo em inclinações para a direita e a esquerda (MAKTOUF *et al.* 2018). No entanto, como indicado pelos resultados do estudo mencionado, a maior ativação muscular durante inclinações para frente parece não ter sido suficiente para que indivíduos obesos regulassem a estabilidade de forma a alcançar um limite anterior equivalente a indivíduos não-obesos. Tal evidência pode explicar o resultado do presente estudo em relação ao menor limite de estabilidade anterior em mulheres com obesidade mórbida. Para a direção posterior o resultado do presente estudo é contraditório ao estudo referido. Aqui, foi observado limite de estabilidade posterior semelhante entre os grupos OBE e CON. Com base nas evidências apresentadas sobre aumento na ativação muscular em inclinações posteriores, é possível supor que tal ativação muscular tenha sido suficiente para regular a estabilidade corporal, de modo que o limite posterior fosse equivalente entre mulheres com obesidade mórbida e não-obesas. Ainda, comparando os resultados do estudo citado e o presente estudo em relação aos limites de estabilidade para as direções direita e esquerda, pode ser sugerido que as ativações musculares observadas em inclinações para essas direções, podem ter regulado a estabilidade mantendo os limites laterais equivalentes entre mulheres obesas e não-obesas em ambos os estudos.

A segunda explicação para menor limite de estabilidade anterior nas mulheres obesas pode estar apoiada em evidências que mostraram prejuízo na informação dos mecanorreceptores plantares como efeito de obesidade. Como indicado pelos resultados deste

estudo, o grupo OBE em comparação ao grupo CON apresentou menor sensibilidade plantar em todos os pontos anatômicos avaliados, com escores significativamente mais altos para as diferentes regiões das solas dos pés. Em relação à região anterior, os resultados mostraram diferenças significantes para a quinta e terceira cabeças metatarsais. Visto que os mecanorreceptores plantares da região anterior fornecem feedback que orientam o corpo para inclinar-se anteriormente, prejuízo na informação sensorial poderia prejudicar os sinais aferentes sobre os limites de estabilidade corporal (KAVOUNOUDIAS *et al.* 2001).

Para a tarefa de alcance funcional, a análise da amplitude de deslocamento de CP no eixo AP indicou valores significativamente menores para o grupo OBE em comparação ao grupo CON, confirmando a hipótese definida para esse estudo. Nesse caso, as evidências apresentadas acima para o menor limite de estabilidade anterior em mulheres obesas, podem explicar tal diferença entre os grupos. Além disso, para a tarefa de alcance funcional, a análise de amplitude máxima de deslocamento do punho indicou tendência de diferença significativa entre os grupos, devido a menores valores para o grupo OBE em comparação ao grupo CON. Portanto, é possível sugerir que a obesidade afeta negativamente a regulação do equilíbrio, e dessa forma indivíduos obesos não conseguem alcançar um limite anterior equivalente a indivíduos não-obesos, e como consequência, indivíduos obesos apresentam capacidades de alcances reduzidas (cf. SINGH *et al.* 2009).

### 8.3.2 Equilíbrio corporal oscilatório

A hipótese de que a obesidade mórbida leva a uma menor estabilidade de equilíbrio corporal em tarefa de equilíbrio corporal oscilatório foi refutada. Os resultados não mostraram menor estabilidade de equilíbrio corporal para mulheres com obesidade mórbida em comparação a mulheres com peso normal. As análises das variáveis de CP nos eixos AP e ML indicaram ausência de efeitos principais significantes para o fator grupo ou interações associadas.

Os achados do presente estudo são contraditórios com a maioria dos resultados anteriores que mostraram que diferentes graus de obesidade em comparação a indivíduos com peso normal estiveram associados a menor estabilidade em equilíbrio dinâmico na marcha (CAU *et al.* 2014; GOULDING *et al.* 2003; MCGRAW *et al.* 2000), na marcha em situações de equilíbrio dinâmico perturbado (ALLIN *et al.* 2016; YANG e KIM, 2017), no equilíbrio perturbado (MAFFIULETTI *et al.* 2005) e no equilíbrio corporal voluntário (BERRIGAN *et al.* 2006). No entanto, um aspecto importante do controle postural não avaliado nesses estudos, é o efeito da obesidade mórbida sobre uma tarefa de equilíbrio corporal voluntário dinâmico

realizada de forma cíclica. Assim, a estratégia experimental adotada para esse estudo consistiu em uma tarefa de equilíbrio corporal oscilatório em que os participantes realizaram alcances repetidos a um alvo frontal por meio de movimentos de flexão-extensão do quadril e simultaneamente movimentos com os braços, representando uma tarefa que pode ser base para a realização de atividades diárias. Espera-se que o movimento de deslocamento do tronco que ocorre para a execução dessa tarefa, exerça papel desestabilizador para a regulação do equilíbrio corporal.

Duas linhas podem ser apresentadas como possíveis interpretações aos achados do presente estudo em relação ao equilíbrio dinâmico oscilatório. A primeira explicação refere-se aos mecanismos de feedforward. De modo diferente da postura ereta quieta que utiliza controle via feedback para regular a estabilidade (ALEXANDROV *et al.* 2005), no equilíbrio dinâmico oscilatório, mecanismos antecipatórios de feedforward podem interagir com controle de feedback para estabilizar o centro de massa em relação à base de suporte (DIETZ *et al.* 1993; JILK *et al.* 2014). Apoiado nessa teorização é possível sugerir que alcances repetidos a um alvo frontal por meio de movimentos de flexão-extensão do quadril a partir da postura ereta quieta, parecem conduzir à formação de um conjunto sensoriomotor operando de maneira antecipada para ajustar parâmetros de resposta, como a ativação dos músculos das pernas (KIM *et al.* 2009; MASSION, 1992; SCHUURMANS *et al.* 2011) e do tronco (MASSION, 1992) nos movimentos subsequentes. Entende-se que esse componente antecipatório do controle de equilíbrio atua com base nas consequências previstas de instabilidade do equilíbrio, diminuindo a necessidade de ajustes posturais baseados em feedback. Essa evidência permite supor que no controle postural dinâmico voluntário como proposto por esta tarefa, o SNC se adapta e define os pesos da integração de múltiplas entradas sensoriais com múltiplas saídas motoras por todo o corpo, buscando respostas otimizadas para atender às demandas relacionadas a realização da tarefa. Dessa forma, para realizar a tarefa proposta que envolve equilíbrio oscilatório, mulheres com obesidade mórbida conseguem regular a postura dinâmica por meio de mecanismos antecipatórios de feedforward, mantendo a estabilidade de equilíbrio equivalente àquela observada em mulheres não-obesas. Vale ressaltar que alcançar um objeto necessita de cooperação entre o movimento dos braços e os comandos de controle do equilíbrio (MASSION, 1992). De interesse para a presente investigação, a análise de FR entre oscilação do tronco e CP no eixo AP indicou ausência de diferença significativa entre os grupos OBE e CON. Esse achado é consistente com o conceito de uma organização central comum entre ajustes posturais e movimentos dos braços (CORDO e NASHNER, 1982), o que parece não ser influenciado pela obesidade, visto que as mulheres obesas e não-obesas realizaram a tarefa com

características equivalentes do modo de coordenação entre oscilação do tronco e CP no eixo AP.

A segunda interpretação para o achado desse estudo, que mostrou que mulheres obesas tiveram estabilidade de equilíbrio dinâmico oscilatório equivalente àquela observada em mulheres não-obesas pode estar relacionada a reponderação sensorial. É reconhecido que a regulação do equilíbrio corporal requer integração dos sistemas sensoriais do corpo. Isto é, visual (PAULUS *et al.* 1984), vestibular (CATHERS *et al.* 2005; HORAK *et al.* 1994), mecanorreceptores plantares (KAVOUNOUDIAS *et al.* 1999; KAVOUNOUDIAS *et al.* 2001) e proprioceptivo (VAN DEURSEN e SIMONEAU, 1999). Entende-se como reponderação sensorial quando um ou mais desses sistemas é alterado, e o SNC regula o equilíbrio atribuindo um peso maior às informações dos outros sistemas (PETERKA, 2002). Essa evidência pode explicar os resultados do presente estudo. Foi encontrada correlação moderada entre escores de sensibilidade dos pés e amplitude e variabilidade de CP para o eixo ML. No entanto, não foi observado prejuízo no equilíbrio corporal em equilíbrio dinâmico oscilatório como efeito de obesidade mórbida. As análises das variáveis RQM, Var e velocidade de CP nos eixos AP e ML indicaram ausência de efeito principal significativo para o fator grupo e visão, exceto para a análise de Var de CP no eixo ML que indicou efeito de visão. Na dimensão sensorial, esses resultados permitem sugerir que a regulação do equilíbrio pode ser devida a mudanças nos mecanismos de controle, provavelmente causados por uma alteração no peso das informações sensoriais restantes. Ou seja, a visão quando estava disponível, e principalmente o sistema vestibular. Uma vez que o aparelho vestibular informa sobre posição e movimento da cabeça e a tarefa de equilíbrio oscilatório envolvia deslocamentos da cabeça, a contribuição do sistema vestibular pode ter sido fundamental para a regulação da estabilidade tanto para condições de OA quanto para OF. Aqui, sugere-se que essas informações evitam o deslocamento inadequado do tronco no espaço (BUCHANAN e HORAK, 2003), o que poderia levar a menor estabilidade do equilíbrio corporal. Especificamente no eixo ML, a indisponibilidade da informação visual resultou em um comportamento postural mais variável de CP do que na condição de OA, indicando que o equilíbrio postural de corpo inteiro é uma função da integração multissensorial (DIENER e DICHGANS, 1988; MERGNER e ROSEMEIER, 1998). A ausência de diferença entre os grupos pode ser devida a uma reponderação das fontes sensoriais.

## 9 CONCLUSÕES

Os resultados do presente estudo mostraram que mulheres com obesidade mórbida em comparação a mulheres com peso normal apresentaram (a) menor estabilidade corporal em postura ereta quieta, (b) menor limite de estabilidade anterior, (c) menor amplitude de deslocamento de CP no eixo AP para tarefa de alcance funcional, (d) equivalência de estabilidade de equilíbrio na tarefa de equilíbrio corporal oscilatório, e (e) menores escores de sensibilidade em diferentes regiões das solas dos pés. Foram observadas (f) correlações de moderada a forte entre sensibilidade tátil nas solas dos pés e estabilidade em postura quieta, enquanto que para a tarefa de (g) equilíbrio oscilatório foi encontrada correlação moderada entre sensibilidade tátil nas solas dos pés e diferentes variáveis de CP.



## REFERÊNCIAS

ALEXANDROV, A. V. et al. Feedback equilibrium control during human standing. **Biological Cybernetics**, v. 93, n. 5, p. 309-322, Nov 2005. ISSN 0340-1200. Available at: < <Go to ISI>://WOS:000233042100001 >.

ALLIN, L. J. et al. Falls resulting from a laboratory-induced slip occur at a higher rate among individuals who are obese. **Journal of Biomechanics**, v. 49, n. 5, p. 678-683, Mar 2016. ISSN 0021-9290. Available at: < <Go to ISI>://WOS:000374071100007 >.

ARNOLD, J. B. et al. The impact of increasing body mass on peak and mean plantar pressure in asymptomatic adult subjects during walking. **Diabet Foot Ankle**, v. 1, 2010. ISSN: 2000-625X. <https://doi.org/10.3402/dfa.v1i0.5518>.

BANDHOLM, T. et al. Foot medial longitudinal-arch deformation during quiet standing and gait in subjects with medial tibial stress syndrome. **Journal of Foot & Ankle Surgery**, v. 47, n. 2, p. 89-95, Mar-Apr 2008. ISSN 1067-2516. Available at: < <Go to ISI>://WOS:000258663600003 >.

BERNARD, P. L. et al. Influence of obesity on postural capacities of teenagers. Preliminary study. **Annales de Réadaptation et de Médecine Physique**, v. 46, p. 184-190, 2003. doi: 10.1016/S0168-6054(03)00059-x.

BERRIGAN, F. et al. Influence of obesity on accurate and rapid arm movement performed from a standing posture. **International Journal of Obesity**, v. 30, n. 12, p. 1750-1757, Dec 2006. ISSN 0307-0565. Available at: < <Go to ISI>://WOS:000242337400009 >.

BIRTANE, M.; TUNA, H. The evaluation of plantar pressure distribution in obese and non-obese adults. **Clinical Biomechanics**, v. 19, n. 10, p. 1055-1059, Dec 2004. ISSN 0268-0033. Available at: < <Go to ISI>://WOS:000225321800010 >.

BLASZCZYK, J. W. et al. Effects of excessive body weight on postural control. **Journal of Biomechanics**, v. 42, n. 9, p. 1295-1300, Jun 2009. ISSN 0021-9290. Available at: < <Go to ISI>://WOS:000267814600019 >.

BORG, G. A. V. Psychophysical bases of perceived exertion. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 14, n. 5, p. 377-381, 1982. ISSN 0195-9131. Available at: < <Go to ISI>://WOS:A1982PP69300010 >.

BRAY, G. A. Medical consequences of obesity. **Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism**, v. 89, n. 6, p. 2583-2589, Jun 2004. ISSN 0021-972X. Available at: < <Go to ISI>://WOS:000221839900010 >.

BREGER, D. Correlating Semmes-Weinstein monofilament mappings with sensory nerve conduction parameters in Hansen's disease patients: An update. **Journal of Hand Therapy**, v. 1, p. 33-37, Oct-Dec 1987. [https://doi.org/10.1016/S0894-1130\(87\)80010-8](https://doi.org/10.1016/S0894-1130(87)80010-8).

BUCHANAN, J. J.; HORAK, F. B. Voluntary control of postural equilibrium patterns. **Behavioural Brain Research**, v. 143, n. 2, p. 121-140, Aug 2003. ISSN 0166-4328. Available at: < <Go to ISI>://WOS:000184863700002 >.

BUTTERWORTH, P. A. et al. The association between body mass index and musculoskeletal foot disorders: a systematic review. **Obesity Reviews**, v. 13, n. 7, p. 630-642, Jul 2012. ISSN 1467-7881. Available at: <<Go to ISI>://WOS:000305885900006 >.

\_\_\_\_\_. Foot posture, range of motion and plantar pressure characteristics in obese and non-obese individuals. **Gait & Posture**, v. 41, n. 2, p. 465-469, Feb 2015. ISSN 0966-6362. Available at: <<Go to ISI>://WOS:000351933700019 >.

CATHERS, I.; DAY, B. L.; FITZPATRICK, R. C. Otolith and canal reflexes in human standing. **Journal of Physiology-London**, v. 563, n. 1, p. 229-234, Feb 2005. ISSN 0022-3751. Available at: <<Go to ISI>://WOS:000227224900016 >.

CAU, N. et al. Center of pressure displacements during gait initiation in individuals with obesity. **Journal of Neuroengineering and Rehabilitation**, v. 11, May 2014. ISSN 1743-0003. Available at: <<Go to ISI>://WOS:000339022200001 >.

CORBEIL, P. et al. Increased risk for falling associated with obesity: Mathematical modeling of postural control. **Ieee Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 9, n. 2, p. 126-136, Jun 2001. ISSN 1534-4320. Available at: <<Go to ISI>://WOS:000169674300002 >.

CORDO, P. J.; NASHNER, L. M. Properties of postural adjustments associated with rapid arm movements. **Journal of Neurophysiology**, v. 47, n. 2, p. 287-382, 1982. ISSN 0022-3077. Available at: <<Go to ISI>://WOS:A1982NC08800010 >.

DA ROCHA, E. S. et al. Obese children experience higher plantar pressure and lower foot sensitivity than non-obese. **Clinical Biomechanics**, v. 29, n. 7, p. 822-827, Aug 2014. ISSN 0268-0033. Available at: <<Go to ISI>://WOS:000342531100016 >.

DIENER, H. C.; DICHGANS, J. On the role of vestibular, visual and somatosensory information for dynamic postural control in humans. **Progress in Brain Research**, v. 76, p. 253-262, 1988. ISSN 0079-6123. Available at: <<Go to ISI>://WOS:A1988T952900022 >.

DIETZ, V. et al. Human stance on a sinusoidally translating platform - balance control by feedforward and feedback mechanisms. **Experimental Brain Research**, v. 93, n. 2, p. 352-362, Mar 1993. ISSN 0014-4819. Available at: <<Go to ISI>://WOS:A1993KV15100021 >.

DIMICK, J. B.; BIRKMEYER, N. J. Rethinking Eligibility Criteria for Bariatric Surgery. **Jama-Journal of the American Medical Association**, v. 312, n. 9, p. 953-954, Sep 2014. ISSN 0098-7484. Available at: <<Go to ISI>://WOS:000341668600024 >.

DO NASCIMENTO, J. A. et al. A preliminary study of static and dynamic balance in sedentary obese young adults: the relationship between BMI, posture and postural balance. **Clinical Obesity**, v. 7, n. 6, p. 377-383, Dec 2017. ISSN 1758-8103. Available at: <<Go to ISI>://WOS:000423997000006 >.

ELAHI, L. S. et al. Diet induced obesity alters muscle spindle afferent function in adult mice. **Plos One**, v. 13, n. 5, May 2018. ISSN 1932-6203. Available at: <<Go to ISI>://WOS:000431281900086 >.

GOULDING, A. et al. Dynamic and static tests of balance and postural sway in boys: effects of previous wrist bone fractures and high adiposity. **Gait & Posture**, v. 17, n. 2, p. 136-141, Apr 2003. ISSN 0966-6362.

GRAVANTE, G. et al. Comparison of ground reaction forces between obese and control young adults during quiet standing on a baropodometric platform. **Clinical Biomechanics**, v. 18, n. 8, p. 780-782, Oct 2003. ISSN 0268-0033. Available at: <<Go to ISI>://WOS:000185402800013 >.

GRIFFIN, T. M. et al. Diet-induced obesity differentially regulates behavioral, biomechanical, and molecular risk factors for osteoarthritis in mice. **Arthritis Research & Therapy**, v. 12, n. 4, 2010. ISSN 1478-6354. Available at: <<Go to ISI>://WOS:000283841500005 >.

GRUNDY, S. M. Obesity, metabolic syndrome, and cardiovascular disease. **Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism**, v. 89, n. 6, p. 2595-2600, Jun 2004. ISSN 0021-972X. Available at: <<Go to ISI>://WOS:000221839900012 >.

HANDRIGAN, G. A. et al. The effects of added mass on plantar sole sensitivity in upright standing. **Journal of Biomechanics**, v. 45, p. S233, 2012. doi:10.1016/s0021-9290(12)70234-8.

HILLS, A. P. et al. Plantar pressure differences between obese and non-obese adults: A biomechanical analysis. **International Journal of Obesity**, v. 25, n. 11, p. 1674-1679, Nov 2001. ISSN 0307-0565. Available at: <<Go to ISI>://WOS:000171828900018 >.

HOLEWSKI, J. et al. Aesthesiometry - Quantification of cutaneous pressure sensation in diabetic peripheral neuropathy. **Diabetes**, v. 35, p. A103-A103, May 1986. ISSN 0012-1797. Available at: <<Go to ISI>://WOS:A1986C237100408 >.

HORAK, F. B. et al. Vestibular and somatosensory contributions to responses to head and body displacements in stance. **Experimental Brain Research**, v. 100, n. 1, p. 93-106, Jul 1994. ISSN 0014-4819. Available at: <<Go to ISI>://WOS:A1994PB51400010 >.

HUE, O. et al. Body weight is a strong predictor of postural stability. **Gait & Posture**, v. 26, n. 1, p. 32-38, Jun 2007. ISSN 0966-6362.

INGLIS, J. T. et al. The role of cutaneous receptors in the foot. **Sensorimotor Control of Movement and Posture**, v. 508, p. 111-117, 2002. ISSN 0065-2598. Available at: <<Go to ISI>://WOS:000177650600014 >.

JILK, D. J.; SAFAVYNIA, S. A.; TING, L. H. Contribution of vision to postural behaviors during continuous support-surface translations. **Experimental Brain Research**, v. 232, n. 1, p. 169-180, Jan 2014. ISSN 0014-4819. Available at: <<Go to ISI>://WOS:000329233400016 >.

KAVOUNOUDIAS, A.; ROLL, R.; ROLL, J. P. The plantar sole is a 'dynamometric map' for human balance control. **Neuroreport**, v. 9, n. 14, p. 3247-3252, Oct 1998. ISSN 0959-4965. Available at: <<Go to ISI>://WOS:000076974600024 >.

\_\_\_\_\_. Specific whole-body shifts induced by frequency-modulated vibrations of human planter soles. **Neuroscience Letters**, v. 266, n. 3, p. 181-184, May 1999. ISSN 0304-3940. Available at: < <Go to ISI>://WOS:000080443700008 >.

\_\_\_\_\_. Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. **Journal of Physiology-London**, v. 532, n. 3, p. 869-878, May 2001. ISSN 0022-3751. Available at: < <Go to ISI>://WOS:000168678500024 >.

KENNEDY, P. M.; INGLIS, J. T. Distribution and behaviour of glabrous cutaneous receptors in the human foot sole. **Journal of Physiology-London**, v. 538, n. 3, p. 995-1002, Feb 2002. ISSN 0022-3751. Available at: < <Go to ISI>://WOS:000173893300028 >.

KIM, S. et al. Postural Feedback Scaling Deficits in Parkinson's Disease. **Journal of Neurophysiology**, v. 102, n. 5, p. 2910-2920, Nov 2009. ISSN 0022-3077. Available at: < <Go to ISI>://WOS:000271467300031 >.

KOPELMAN, P. G. Obesity as a medical problem. **Nature**, v. 404, n. 6778, p. 635-643, Apr 2000. ISSN 0028-0836. Available at: < <Go to ISI>://WOS:000086400100063 >.

KU, P. X. et al. Biomechanical evaluation of the relationship between postural control and body mass index. **Journal of Biomechanics**, v. 45, n. 9, p. 1638-1642, Jun 2012. ISSN 0021-9290. Available at: < <Go to ISI>://WOS:000305493000013 >.

KUNTER, M. H.; NACHTSHEIM, C. J.; NETER, J.; LI, W. **Applied Linear Statistical Models**, McGraw-Hill, Irwin, Columbus, OH, 2004.

LANZARA, R. G. Webers law modeled by the mathematical-description of a beam balance. **Mathematical Biosciences**, v. 122, n. 1, p. 89-94, Jul 1994. ISSN 0025-5564. Available at: < <Go to ISI>://WOS:A1994NV69300004 >.

LAVIE, C. J. et al. Obesity and Cardiovascular Diseases. **Journal of the American College of Cardiology**, v. 63, n. 14, p. 1345-1354, Apr 2014. ISSN 0735-1097. Available at: < <Go to ISI>://WOS:000333805300003 >.

LEE, S. et al. Characteristics of spinal microglia in aged and obese mice: potential contributions to impaired sensory behavior. **Immunity & Ageing**, v. 12, Nov 2015. ISSN 1742-4933. Available at: < <Go to ISI>://WOS:000365164700001 >.

LORAM, I. D.; MAGANARIS, C. N.; LAKIE, M. Paradoxical muscle movement in human standing. **Journal of Physiology-London**, v. 556, n. 3, p. 683-689, May 2004. ISSN 0022-3751. Available at: < <Go to ISI>://WOS:000221266600003 >.

MAFFIULETTI, N. A. et al. Postural instability of extremely obese individuals improves after a body weight reduction program entailing specific balance training. **Journal of Endocrinological Investigation**, v. 28, n. 1, p. 2-7, Jan 2005. ISSN 0391-4097.

MAKTOUF, W. et al. Combined effects of aging and obesity on postural control, muscle activity and maximal voluntary force of muscles mobilizing ankle joint. **Journal of Biomechanics**, v. 79, p. 198-206, Oct 2018. ISSN 0021-9290. Available at: < <Go to ISI>://WOS:000447580500024 >.

MASSION, J. Movement, posture and equilibrium - interaction and coordination. **Progress in Neurobiology**, v. 38, n. 1, p. 35-56, 1992. ISSN 0301-0082. Available at: < <Go to ISI>://WOS:A1992GV05500003 >.

MATRANGOLA, S. L.; MADIGAN, M. L. The effects of obesity on balance recovery using an ankle strategy. **Human Movement Science**, v. 30, n. 3, p. 584-595, Jun 2011. ISSN 0167-9457. Available at: < <Go to ISI>://WOS:000291453600013 >.

MATSUDO, S. M. et al. International physical activity questionnaire (IPAQ): study of validity and reability in Brazil. **Brazilian Journal of Physical Activity and Health**, v. 6, p. 5-18, 2001.

MATTHEWS, P. B. C. (Ed.). Muscle spindles: their messages and their fusimotor supply. Bethesda, M. D.: **American Physiological Society**, 1981.

MCGRAW, B. et al. Gait and postural stability in obese and nonobese prepubertal boys. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 81, n. 4, p. 484-489, Apr 2000. ISSN 0003-9993. Available at: < <Go to ISI>://WOS:000086277600017 >.

MENEGONI, F. et al. Gender-specific Effect of Obesity on Balance. **Obesity**, v. 17, n. 10, p. 1951-1956, Oct 2009. ISSN 1930-7381. Available at: < <Go to ISI>://WOS:000270484800021 >.

MERGNER, T.; ROSEMEIER, T. Interaction of vestibular, somatosensory and visual signals for postural control and motion perception under terrestrial and microgravity conditions - a conceptual model. **Brain Research Reviews**, v. 28, n. 1-2, p. 118-135, Nov 1998. ISSN 0165-0173. Available at: < <Go to ISI>://WOS:000077147400015 >.

MILLER, E. M.; MATRANGOLA, S. L.; MADIGAN, M. L. Effects of obesity on balance recovery from small postural perturbations. **Ergonomics**, v. 54, n. 6, p. 547-554, 2011. ISSN 0014-0139. Available at: < <Go to ISI>://WOS:000291784300005 >.

MORASSO, P. G.; SCHIEPPATI, M. Can muscle stiffness alone stabilize upright standing? **Journal of Neurophysiology**, v. 82, n. 3, p. 1622-1626, Sep 1999. ISSN 0022-3077. Available at: < <Go to ISI>://WOS:000082746600047 >.

PATAKY, Z. et al. Effects of obesity on functional capacity. **Obesity**, v. 22, n. 1, p. 56-62, Jan 2014. ISSN 1930-7381. Available at: < <Go to ISI>://WOS:000329613600013 >.

PATEL, M. et al. Foam posturography: standing on foam is not equivalent to standing with decreased rapidly adapting mechanoreceptive sensation. **Experimental Brain Research**, v. 208, n. 4, p. 519-527, Feb 2011. ISSN 0014-4819. Available at: < <Go to ISI>://WOS:000286607400004 >.

PAULUS, W. M.; STRAUBE, A.; BRANDT, T. Visual stabilization of posture - physiological stimulus characteristics and clinical aspects. **Brain**, v. 107, n. DEC, p. 1143-1163, 1984. ISSN 0006-8950. Available at: < <Go to ISI>://WOS:A1984TY70900009 >.

PERIYASAMY, R. et al. Foot pressure distribution variation in pre-obese and non-obese adult subject while standing. **The foot**, v. 22, p. 276-282, Dec 2012. <http://dx.doi.org/10.1016/j.foot.2012.08.009>.

PERRY, S. D.; MCILROY, W. E.; MAKI, B. E. The role of plantar cutaneous mechanoreceptors in the control of compensatory stepping reactions evoked by unpredictable, multi-directional perturbation. **Brain Research**, v. 877, n. 2, p. 401-406, Sep 2000. ISSN 0006-8993. Available at: <<Go to ISI>://WOS:000089388500037 >.

PETERKA, R. J. Sensorimotor integration in human postural control. **Journal of Neurophysiology**, v. 88, n. 3, p. 1097-1118, Sep 2002. ISSN 0022-3077. Available at: <<Go to ISI>://WOS:000177764100003 >.

PROSKE, U.; GANDEVIA, S. C. The proprioceptive senses: their roles in signaling body shape, body position and movement, and muscle force. **Physiological Reviews**, v. 92, n. 4, p. 1651-1697, Oct 2012. ISSN 0031-9333. Available at: <<Go to ISI>://WOS:000310055900005 >.

RIEMANN, B. L.; MYERS, J. B.; LEPHART, S. M. Comparison of the ankle, knee, hip, and trunk corrective action shown during single-leg stance on firm, foam, and multi-axial surfaces. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 84, n. 1, p. 90-95, Jan 2003. ISSN 0003-9993.

SARTORIO, A. et al. Changes in motor control and muscle performance after a short-term body mass reduction program in obese subjects. **Journal of Endocrinological Investigation**, v. 24, n. 6, p. 393-398, Jun 2001. ISSN 0391-4097. Available at: <<Go to ISI>://WOS:000169290200003 >.

SCHUURMANS, J.; VAN DER HELM, F. C. T.; SCHOUTEN, A. C. Relating reflex gain modulation in posture control to underlying neural network properties using a neuromusculoskeletal model. **Journal of Computational Neuroscience**, v. 30, n. 3, p. 555-565, Jun 2011. ISSN 0929-5313. Available at: <<Go to ISI>://WOS:000291253400004 >.

SIMONEAU, M.; TEASDALE, N. Balance control impairment in obese individuals is caused by larger balance motor commands variability. **Gait & Posture**, v. 41, n. 1, p. 203-208, Jan 2015. ISSN 0966-6362. Available at: <<Go to ISI>://WOS:000346122800036 >.

SINGH, D. et al. The effects of obesity and standing time on postural sway during prolonged quiet standing. **Ergonomics**, v. 52, n. 8, p. 977-986, 2009. ISSN 0014-0139.

SON, S. M. Influence of Obesity on Postural Stability in Young Adults. **Osong Public Health and Research Perspectives**, v. 7, n. 6, p. 378-381, 2016. ISSN 2210-9099. Available at: <<Go to ISI>://KJD:ART002242868 >.

SONG, J. et al. Effects of weight loss on foot structure and function in obese adults: A pilot randomized controlled trial. **Gait & Posture**, v. 41, n. 1, p. 86-92, Jan 2015. ISSN 0966-6362. Available at: <<Go to ISI>://WOS:000346122800016 >.

TAKASE, K. et al. High-fat diet feeding alters olfactory-, social-, and reward-related behaviors of mice independent of obesity. **Obesity**, v. 24, n. 4, p. 886-894, Apr 2016. ISSN 1930-7381. Available at: <<Go to ISI>://WOS:000373613200020 >.

TEASDALE, N. et al. Reducing weight increases postural stability in obese and morbid obese men. **International Journal of Obesity**, v. 31, n. 1, p. 153-160, Jan 2007. ISSN 0307-0565.

TOMANKOVA, K. et al. Evaluation of Plantar Pressure Distribution in Relationship to Body Mass Index in Czech Women During Walking. **Journal of the American Podiatric Medical Association**, v. 107, n. 3, p. 208-214, May 2017. ISSN 8750-7315. Available at: < <Go to ISI>://WOS:000405119700006 >.

VAN DEURSEN, R. W. M.; SIMONEAU, G. G. Foot and ankle sensory neuropathy, proprioception, and postural stability. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 29, n. 12, p. 718-726, Dec 1999. ISSN 0190-6011. Available at: < <Go to ISI>://WOS:000084266200004 >.

VILLARRASA-SAPINA, I. et al. Differences in intermittent postural control between normal-weight and obese children. **Gait & Posture**, v. 49, p. 1-6, Sep 2016. ISSN 0966-6362. Available at: < <Go to ISI>://WOS:000384858400001 >.

WEARING, S. C. et al. Musculoskeletal disorders associated with obesity: a biomechanical perspective. **Obesity Reviews**, v. 7, n. 3, p. 239-250, Aug 2006. ISSN 1467-7881.

WRIGHT, W. G.; IVANENKO, Y. P.; GURFINKEL, V. S. Foot anatomy specialization for postural sensation and control. **Journal of Neurophysiology**, v. 107, n. 5, p. 1513-1521, Mar 2012. ISSN 0022-3077.

WU, X. F.; MADIGAN, M. L. Impaired plantar sensitivity among the obese is associated with increased postural sway. **Neuroscience Letters**, v. 583, p. 49-54, Nov 2014. ISSN 0304-3940. Available at: < <Go to ISI>://WOS:000345604300010 >.

YAN, S. H. et al. Effects of obesity on dynamic plantar pressure distribution in Chinese prepubescent children during walking. **Gait & Posture**, v. 37, n. 1, p. 37-42, Jan 2013. ISSN 0966-6362. Available at: < <Go to ISI>://WOS:000313311900006 >.

YANG, F.; KIM, J. Effects of obesity on dynamic stability control during recovery from a treadmill-induced slip among young adults. **Journal of Biomechanics**, v. 53, p. 148-153, Feb 2017. ISSN 0021-9290. Available at: < <Go to ISI>://WOS:000396970100021 >.

Yümin, E. T. et al. The effect of age and body mass index on plantar cutaneous sensation in healthy women. **The Journal of Physical Therapy Science**, v. 28, p. 2587-2595, 2016. Online ISSN 2187-5626. <https://doi.org/10.1589/jpts.28.2587>.

## ANEXOS

## ANEXO I – Tabelas de análise de variância para variáveis de postura quieta base rígida

Tabela 1. Resultado da análise de variância 2 (grupo) x 2 (visão) da raiz quadrada média do CP no eixo AP

	<i>gl</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	<i>np</i> <sup>2</sup>
Grupo	1	11,29	< 0,01	0,32
Erro	24			
Visão	1	17,82	< 0,01	0,43
Visão*Grupo	1	2,77	0,11	0,10
Erro	24			

*gl*, graus de liberdade; *np*<sup>2</sup>, eta quadrado parcial.

Tabela 2. Resultado da análise de variância 2 (grupo) x 2 (visão) da variabilidade do CP no eixo AP

	<i>gl</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	<i>np</i> <sup>2</sup>
Grupo	1	4,26	0,05	0,15
Erro	24			
Visão	1	0,26	0,61	0,01
Visão*Grupo	1	0,34	0,56	0,01
Erro	24			

*gl*, graus de liberdade; *np*<sup>2</sup>, eta quadrado parcial.

Tabela 3. Resultado da análise de variância 2 (grupo) x 2 (visão) da velocidade média do CP no eixo AP

	<i>gl</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	<i>np</i> <sup>2</sup>
Grupo	1	9,51	< 0,01	0,28
Erro	24			
Visão	1	87,93	< 0,01	0,79
Visão*Grupo	1	10,93	< 0,01	0,31
Erro	24			

*gl*, graus de liberdade; *np*<sup>2</sup>, eta quadrado parcial.



Tabela 4. Resultado da análise de variância 2 (grupo) x 2 (visão) da raiz quadrada média do CP no eixo ML

	<i>gl</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	<i>np</i> <sup>2</sup>
Grupo	1	3,11	0,09	0,11
Erro	24			
Visão	1	9,57	< 0,01	0,28
Visão*Grupo	1	2,30	0,14	0,09
Erro	24			

*gl*, graus de liberdade; *np*<sup>2</sup>, eta quadrado parcial.

Tabela 5. Resultado da análise de variância 2 (grupo) x 2 (visão) da variabilidade do CP no eixo ML

	<i>gl</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	<i>np</i> <sup>2</sup>
Grupo	1	1,69	0,21	0,07
Erro	24			
Visão	1	4,18	0,05	0,15
Visão*Grupo	1	1,57	0,22	0,06
Erro	24			

*gl*, graus de liberdade; *np*<sup>2</sup>, eta quadrado parcial.

Tabela 6. Resultado da análise de variância 2 (grupo) x 2 (visão) da velocidade média do CP no eixo ML

	<i>gl</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	<i>np</i> <sup>2</sup>
Grupo	1	0,75	0,39	0,03
Erro	24			
Visão	1	15,23	< 0,01	0,39
Visão*Grupo	1	1,19	0,29	0,05
Erro	24			

*gl*, graus de liberdade; *np*<sup>2</sup>, eta quadrado parcial.

## ANEXO II– Tabelas de análise de variância para variáveis de postura quieta base maleável

Tabela 7. Resultado da análise de variância 2 (grupo) x 2 (visão) da raiz quadrada média do CP no eixo AP

	<i>gl</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	<i>np</i> <sup>2</sup>
Grupo	1	9,04	< 0,01	0,27
Erro	24			
Visão	1	57,87	< 0,01	0,71
Visão*Grupo	1	1,98	0,17	0,08
Erro	24			

*gl*, graus de liberdade; *np*<sup>2</sup>, eta quadrado parcial.

Tabela 8. Resultado da análise de variância 2 (grupo) x 2 (visão) da variabilidade do CP no eixo AP

	<i>gl</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	<i>np</i> <sup>2</sup>
Grupo	1	0,53	0,47	0,02
Erro	24			
Visão	1	1,17	0,29	0,05
Visão*Grupo	1	0,37	0,55	0,02
Erro	24			

*gl*, graus de liberdade; *np*<sup>2</sup>, eta quadrado parcial.

Tabela 9. Resultado da análise de variância 2 (grupo) x 2 (visão) da velocidade média do CP no eixo AP

	<i>gl</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	<i>np</i> <sup>2</sup>
Grupo	1	2,29	0,14	0,09
Erro	24			
Visão	1	117,54	< 0,01	0,83
Visão*Grupo	1	1,74	0,20	0,07
Erro	24			

*gl*, graus de liberdade; *np*<sup>2</sup>, eta quadrado parcial.

Tabela 10. Resultado da análise de variância 2 (grupo) x 2 (visão) da raiz quadrada média do CP no eixo ML

	<i>gl</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	<i>np</i> <sup>2</sup>
Grupo	1	16,19	< 0,01	0,4
Erro	24			
Visão	1	139,33	< 0,01	0,85
Visão*Grupo	1	6,36	0,02	0,21
Erro	24			

*gl*, graus de liberdade; *np*<sup>2</sup>, eta quadrado parcial.

Tabela 11. Resultado da análise de variância 2 (grupo) x 2 (visão) da variabilidade do CP no eixo ML

	<i>gl</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	<i>np</i> <sup>2</sup>
Grupo	1	16,23	< 0,01	0,40
Erro	24			
Visão	1	48,15	< 0,01	0,67
Visão*Grupo	1	13,69	< 0,01	0,36
Erro	24			

*gl*, graus de liberdade; *np*<sup>2</sup>, eta quadrado parcial.

Tabela 12. Resultado da análise de variância 2 (grupo) x 2 (visão) da velocidade média do CP no eixo ML

	<i>gl</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	<i>np</i> <sup>2</sup>
Grupo	1	1,61	0,22	0,06
Erro	24			
Visão	1	108,42	< 0,01	0,82
Visão*Grupo	1	1,42	0,24	0,06
Erro	24			

*gl*, graus de liberdade; *np*<sup>2</sup>, eta quadrado parcial.

## ANEXO III – Tabelas de análise de variância para variáveis de equilíbrio oscilatório

Tabela 13. Resultado da análise de variância 2 (grupo) x 2 (visão) da raiz quadrada média do CP no eixo AP

	<i>gl</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	<i>np</i> <sup>2</sup>
Grupo	1	0,43	0,52	0,02
Erro	24			
Visão	1	0,15	0,70	< 0,01
Visão*Grupo	1	0,06	0,81	<0,01
Erro	24			

*gl*, graus de liberdade; *np*<sup>2</sup>, eta quadrado parcial.

Tabela 14. Resultado da análise de variância 2 (grupo) x 2 (visão) da variabilidade do CP no eixo AP

	<i>gl</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	<i>np</i> <sup>2</sup>
Grupo	1	< 0,01	0,98	< 0,01
Erro	24			
Visão	1	3,75	0,06	0,14
Visão*Grupo	1	0,44	0,51	0,02
Erro	24			

*gl*, graus de liberdade; *np*<sup>2</sup>, eta quadrado parcial.

Tabela 15. Resultado da análise de variância 2 (grupo) x 2 (visão) da velocidade média do CP no eixo AP

	<i>gl</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	<i>np</i> <sup>2</sup>
Grupo	1	1,86	0,18	0,07
Erro	24			
Visão	1	0,06	0,80	<0,01
Visão*Grupo	1	0,58	0,45	0,02
Erro	24			

*gl*, graus de liberdade; *np*<sup>2</sup>, eta quadrado parcial.

Tabela 16. Resultado da análise de variância 2 (grupo) x 2 (visão) da raiz quadrada média do CP no eixo ML

	<i>gl</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	<i>np<sup>2</sup></i>
Grupo	1	1,94	0,18	0,07
Erro	24			
Visão	1	3,33	0,08	0,12
Visão*Grupo	1	0,58	0,45	0,02
Erro	24			

*gl*, graus de liberdade; *np<sup>2</sup>*, eta quadrado parcial.

Tabela 17. Resultado da análise de variância 2 (grupo) x 2 (visão) da variabilidade do CP no eixo ML

	<i>gl</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	<i>np<sup>2</sup></i>
Grupo	1	0,68	0,42	0,03
Erro	24			
Visão	1	7,45	0,01	0,24
Visão*Grupo	1	< 0,01	1,00	< 0,01
Erro	24			

*gl*, graus de liberdade; *np<sup>2</sup>*, eta quadrado parcial.

Tabela 18. Resultado da análise de variância 2 (grupo) x 2 (visão) da velocidade média do CP no eixo ML

	<i>gl</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	<i>np<sup>2</sup></i>
Grupo	1	3,16	0,09	0,12
Erro	24			
Visão	1	0,42	0,52	0,02
Visão*Grupo	1	2,25	0,15	0,09
Erro	24			

*gl*, graus de liberdade; *np<sup>2</sup>*, eta quadrado parcial.

Tabela 19. Resultado da análise de variância 2 (grupo) x 2 (visão) da fase relativa entre oscilação do tronco e CP no eixo AP

	<i>gl</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	<i>np<sup>2</sup></i>
Grupo	1	0,17	0,69	< 0,01
Erro	24			
Visão	1	13,85	<0,01	0,37
Visão*Grupo	1	0,57	0,46	0,02
Erro	24			

*gl*, graus de liberdade; *np<sup>2</sup>*, eta quadrado parcial.

Tabela 20. Resultado da análise de variância 2 (grupo) x 2 (visão) da variabilidade de fase relativa entre oscilação do tronco e CP no eixo AP

	<i>gl</i>	<i>F</i>	<i>p</i>	<i>np<sup>2</sup></i>
Grupo	1	0,02	0,88	< 0,01
Erro	24			
Visão	1	0,61	0,44	0,02
Visão*Grupo	1	6,31	0,02	0,21
Erro	24			

*gl*, graus de liberdade; *np<sup>2</sup>*, eta quadrado parcial.