



**UNIVERSIDADE
ESTADUAL DE LONDRINA**

CRISTIANE REGINA COELHO CANDIDO

**EFEITO AGUDO DA ATIVIDADE DE CAMINHAR E DA
ATIVIDADE DE PERMANECER EM PÉ, DURANTE 30
MINUTOS, NO CONTROLE POSTURAL EM IDOSAS E
ADULTAS JOVENS**

CRISTIANE REGINA COELHO CANDIDO

**EFEITO AGUDO DA ATIVIDADE DE CAMINHAR E DA
ATIVIDADE DE PERMANECER EM PÉ, DURANTE 30
MINUTOS, NO CONTROLE POSTURAL EM IDOSAS E
ADULTAS JOVENS**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação Associado em Educação Física da Universidade Estadual de Maringá e Universidade Estadual de Londrina, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Educação Física.

Orientador: Prof. Dr. Victor Hugo Alves Okazaki

Londrina
2013

**Catalogação na publicação elaborada pela Divisão de Processos Técnicos da
Biblioteca Central da Universidade Estadual de Londrina**

Dados Internacionais de Catalogação-na-Publicação (CIP)

C217e Candido, Cristiane Regina Coelho.

Efeito agudo da atividade de caminhar e da atividade de permanecer em pé, durante 30 minutos, no controle postural em idosas e adultas jovens / Cristiane Regina Coelho Candido. – Londrina, 2013.

125 f. : il.

Orientador: Victor Hugo Alves Okazaki.

Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Universidade Estadual de Maringá, Universidade Estadual de Londrina, Programa de Pós-Graduação em Educação Física, 2013.

Inclui bibliografia.

1. Postura humana – Teses. 2. Equilíbrio (Fisiologia) – Teses. 3. Caminhada – Aspectos fisiológicos – Teses. 4. Envelhecimento – Teses. 5. Educação física – Teses. I. Okazaki, Victor Hugo Alves. II. Universidade Estadual de Maringá. III. Universidade Estadual de Londrina. Centro de Educação Física e Esporte. Programa de Pós-Graduação em Educação Física. IV. Título.

CDU 796-053.9

CRISTIANE REGINA COELHO CANDIDO

**EFEITO AGUDO DA ATIVIDADE DE CAMINHAR E DA ATIVIDADE DE
PERMANCER EM PÉ, DURANTE 30 MINUTOS, NO CONTROLE
POSTURAL EM IDOSAS E ADULTAS JOVENS**

Dissertação de Mestrado apresentado ao
Programa de Pós-Graduação Associado em
Educação Física da Universidade Estadual de
Maringá e Universidade Estadual de Londrina.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Victor Hugo Alves Okazaki
UEL – Londrina - PR

Prof. Dr. André Luiz Félix Rodacki
UFPR – Curitiba - PR

Prof. Dr. Jefferson Rosa Cardoso
UEL – Londrina - PR

Londrina, 10 de outubro de 2013.

Dedico este trabalho ao meu pai e à minha mãe pela confiança e pela oportunidade de continuar estudando.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus pela minha vida e pela vida de todos que fizeram e fazem parte da minha vida e por todas as minhas conquistas pessoais e profissionais.

Aos meus pais, José e Nilda, por acreditarem, por me apoiarem em todas as minhas escolhas e principalmente, por proporcionar condições para eu realizar os meus estudos.

Ao Bruno, namorado e amigo, que esteve presente fielmente todos os dias, me auxiliando em todos os momentos na construção deste estudo, pelo companheirismo nas dificuldades, por me aguentar, porque este processo não foi fácil e por continuar me amando mesmo depois de todas as turbulências.

Agradeço ao meu orientador, Prof. Dr. Victor Hugo Alves Okazaki, não só pela constante orientação e dedicação neste trabalho, mas sobretudo pela oportunidade, pela confiança e pela sua amizade.

Ao Prof. Dr. André Luiz Félix Rodacki, ao Prof. Dr. Jefferson Rosa Cardoso e ao Prof. Dr. Luis Mochizuki pela leitura atenta, disponibilidade e pelas importantes contribuições no desenvolvimento deste estudo.

Às todas as participantes idosas e adultas jovens deste estudo e a todos os participantes no estudo piloto pela disponibilidade e pela credibilidade depositada na realização deste estudo.

Ao Bruno, mais uma vez, pela colaboração integral nas coletas de dados.

Ao grupo GEPEDAM e NEMO pela contribuição acadêmica e pela disponibilidade da infraestrutura e materiais.

Ao meu pai, José, pelo apoio financeiro.

À Capes, pela bolsa de estudo.

À Carol pela disponibilidade e pela correção atenta do *abstract*.

Gostaria de agradecer também aos meus amigos que fizeram parte da minha vida pessoal neste processo de mestrado:

À Evelyn Secco Faquin e a Carla Ferro Pereira pelo exemplo, inspiração e amizade.

Ao meu irmão, Lucas, as minhas tias, Neide, Lourdes e Rute e minha avó Luíza pelo incentivo e confiança.

A Fani pelos conselhos, apoio e orações.

Aos meus amigos, Carol, Rita, Carlos, Lilian, Rachel, Ana Paula, Márcia, Ângela, Regina, pelos incentivos, pelos momentos de descontração, pelas conversas, desabafos e conselhos, enfim pela amizade.

Ao Jack, pelo amor inexplicável e por todos os momentos fofos e pelo aconchego.

Gostaria de agradecer também algumas pessoas que mesmo indiretamente contribuíram para realização deste estudo:

Ao Matheus Amarante do Nascimento por ter disponibilizado o acesso ao grupo de idosas do projeto da UEL.

Ao Prof. Dr. Fábio Y. Nakamura pela disponibilidade de empréstimo da esteira e do colete de segurança para a coleta de dados do estudo.

A secretária Ivone, sempre atenciosa e pelas orientações sobre os procedimentos burocráticos.

Aos alunos da Pós-graduação, iniciação científica e do PET/EF vinculados ao GEPEDAM pelo auxílio no processo de amadurecimento acadêmico.

Ao grupo PAIFIT, principalmente ao Prof. Dr. Jefferson R. Cardoso, ao Gleyson R. V. Stabile e a Lígia M. Pereira pelo auxílio acadêmico e pela disponibilidade.

Ao Grupo de Sistemas Motores Humanos da USP pelo apoio acadêmico, principalmente ao Prof. Dr. Luís Augusto Teixeira, Carla Ferro Pereira, Raymundo Machado de Azevedo Neto, Andréa Cristina Lima Pardini e Daniel Boari Coelho.

Ao Programa de Pós Graduação em Educação Física UEM/UEL,

principalmente aos Professores Doutores: Victor H. A. Okazaki, Inara Marques, Jeane B. Soriano, Jefferson R. Cardoso, Pedro P. Deprá pela contribuição na minha formação acadêmica.

Aos meus colegas que me auxiliaram em algum momento deste processo seja com informações acadêmicas ou conselhos pessoais.

E por fim, agradeço a Deus, mais uma vez, por ter colocado todas estas pessoas na minha vida.

Obrigada!

O SENHOR é o meu pastor, nada me
faltará.

Salmos 23:1

CANDIDO, Cristiane Regina Coelho. **Efeito agudo da atividade de caminhar e da atividade de permanecer em pé, durante 30 minutos, no controle postural em idosas e adultas jovens.** 2013. 125f. Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2013.

RESUMO

O presente estudo analisou o efeito agudo da atividade de caminhar e da atividade de permanecer em pé, durante 30 minutos, no controle postural em idosas e adultas jovens. Participaram do estudo 23 idosas ($\bar{X} = 68$ anos; $DP=6$) e 23 adultas jovens ($\bar{X} = 24$ anos; $DP=4$). As participantes foram analisadas por meio de plataforma de força em posição ortostática e de EMG dos músculos eretor lombar (EL), bíceps femoral (BF), gastrocnêmio medial (GM), tibial anterior (TA) e reto femoral (RF), em quatro momentos: pré-teste, pós-teste (após caminhar ou permanecer em pé por 30 minutos, realizados em dias diferentes com intervalo maior que 48 horas), primeiro descanso (após descanso sentado de 15 minutos após o pós-teste) e segundo descanso (após descanso sentado de 30 minutos após o pós-teste). As comparações analisadas foram realizadas por meio dos testes de *Mann-Whitney*, *Anova de Friedman* e *Wilcoxon*, com significância de 5% ($P<0,05$). De forma geral, as variáveis de deslocamento total, área, amplitude, RMS (*root mean square*) e desvio padrão do COP na direção médio-lateral aumentaram, indicando maior oscilação postural, independentemente da natureza da atividade física realizada. A frequência mediana do GM nas idosas diminui aproximadamente 13% após permanecer em pé e 15% após caminhar em comparação aos respectivos pré-testes, assim, esta redução foi o suficiente para indicar fadiga mesmo em níveis mais baixos de contração muscular. Os valores de RMS do GM aumentaram nos idosos após essas duas atividades e nas adultas jovens apenas após a atividade de permanecer em pé. Os valores de RMS do BF também aumentaram após a caminhada nas idosas. Os valores de RMS do RF aumentaram após as duas atividades nas adultas jovens. Assim, os resultados mostraram que o sistema de controle postural atua em um *continuum* de correções que permite diferentes respostas musculares para a manutenção postural dentro dos limites de estabilidade. Tais resultados sugerem que caminhar e permanecer em pé, por 30 minutos, alteram o controle postural de idosas e adultas jovens. Ademais, a caminhada demonstrou maior efeito nas idosas, mesmo que depois de descansar 30 minutos em posição sentada não retornaram sua oscilação postural aos níveis verificados antes da atividade. Ao passo que, após permanecer em pé por 30 minutos, descansar 15 minutos foi suficiente para ambos os grupos reestabelecerem a oscilação postural aos níveis iniciais. Os resultados do presente estudo sugerem que idosos devem evitar permanecer em pé e/ou caminhar por períodos prolongados de tempo, independentemente de seu nível de atividade física e saúde. Ainda, um descanso de no mínimo 30 minutos após caminhadas moderadas deve ser realizado para evitar que o efeito agudo deste esforço proporcione maior risco de queda em idosos.

Palavras-chave: Equilíbrio postural. Envelhecimento. Atividade física. Descanso. Queda.

CANDIDO, Cristiane Regina Coelho. **Acute effect of walking activity and activity to standing for 30 minutes in postural control in elderly and young adult women.** 2013. 125f. Dissertation (Masters Degree in Physical Education) – Universidade Estadual de Londrina, Londrina, 2013.

ABSTRACT

The present study analyzed the acute effect of the walking activity and standing activity, during 30 minutes, on postural control in elderly and young adult women. The study involved 23 elderly women ($\bar{X} = 68$ years, SD = 6) and 23 young adults women ($\bar{X} = 24$ years, SD = 4). Participants were analyzed using a force platform in the orthostatic position and an EMG of the following muscles lumbar erector (LE), biceps femoris (BF), medial gastrocnemius (MG), tibialis anterior (TA) and rectus femoris (RF). They were analyzed at four moments: pre-test, post-test (after walking or standing during 30 minutes, on different days with an interval longer than 48 hours), first rest (rest after sitting 15 minutes after post-test) and second rest (after rest sitting 30 minutes after post-test). Comparisons were performed using the Mann-Withiney, Friedman's ANOVA and Wilcoxon tests with significance level established at 5% ($P < 0.05$). In sum, the variables total displacement, area, sway range, RMS (root mean square) and standard deviation of the COP in the medio-lateral directions increased. These variables increase indicated greater postural sway, regardless the performed physical activity nature. The elderly ones median frequency MG decreased about 13% after standing and 15% after walking compared to the respective pre-tests. Therefore, this decrease was enough to indicate fatigue even in low levels of muscle contraction. Values on RMS of the MG increased among the elderly ones after these two activities. Among the young adult ones these values increased only after the standing activity. Values on RMS of the BF were also increased on the elderly ones after walking. Values on RMS of the RF increased on young adult ones after these two activities. Thus, the results showed that the postural control system operates in a continuum of corrections which enables different muscle responses to postural maintainance within the limits of stability. Such results suggest that walking and standing for 30 minutes change postural control in elderly and young adult women. Moreover, walking showed greater effect on elderly ones even after resting 30 minutes on sitting position. They did not return to their sway levels observed prior to the activity. Whereas, after standing for 30 minutes, resting for 15 minutes was enough for both groups in order to re-establish postural sway to the initial levels. The results of this study suggest that elderly people should avoid standing and/or walking for prolonged periods of time, regardless their level of physical activity and health. Indeed, a resting period of 30 minutes minimum after moderate walking should be performed to prevent the acute effect of this effort provides greater risk of falling in elderly people.

Keywords: Postural balance. Aging. Physical activity. Rest. Fall.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Representação da posição das participantes durante a tarefa de análise	52
Figura 2 - Representação do posicionamento dos eletrodos da análise eletromiográfica	56
Figura 3 - Representação da atividade de caminhar e permanecer em pé durante 30 minutos.....	58
Figura 4 - Representação do descanso sentado em cadeira ergonômica	58
Figura 5 - Comportamento dos batimentos cardíacos (média e desvio padrão), em idosas (GI) e adultas jovens (GA), durante a realização da atividade de caminhar	63
Figura 6 - Comportamento dos escores de percepção subjetiva de esforço (média e desvio padrão), em idosas (GI) e adultas jovens (GA), durante a realização da atividade de caminhar	64
Figura 7 - Comportamento dos batimentos cardíacos (média e desvio padrão), em idosas (GI) e adultas jovens (GA), durante a realização da atividade de permanecer em pé	65
Figura 8 - Comportamento dos escores de percepção subjetiva de esforço (média e desvio padrão), em idosas (GI) e adultas jovens (GA), durante a realização da atividade de permanecer em pé	65
Figura 9 - Comportamento do COP durante uma tentativa de 30 segundos na sessão experimental de caminhada (CA), em todas as fases analisadas (PRE, POS, D1 e D2) de uma adulta jovem e uma idosa	72
Figura 10 - Comportamento do COP durante uma tentativa de 30 segundos na sessão experimental de ficar em pé (PE), em todas as fases analisadas (PRE, POS, D1 e D2) de uma adulta jovem e uma idosa	73

LISTA DE QUADROS

Quadro 1- Delineamento experimental do estudo	53
--	----

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Mediana e intervalos do 1º quartil e do 3º quartil (entre parênteses) do deslocamento total do COP (DOT), área do COP e velocidade total do COP (VMT), para os grupos de idosas (GI) e adultas jovens (GA), nas atividades de caminhar (CA) e de permanecer em pé (PE), nas fases de teste analisadas (PRE, POS, D1 e D2)	68
Tabela 2- Mediana e intervalos do 1º quartil e do 3º quartil (entre parênteses) da amplitude (AMPml), <i>root means square</i> (RMSml), desvio padrão (DPml) e velocidade média (VMml) na direção médio-lateral para os grupos de idosas (GI) e de adultas jovens (GA), as atividades de caminhar (CA) e de permanecer em pé (PE), nas fases de teste analisadas (PRE, POS, D1 e D2).....	69
Tabela 3- Mediana e intervalos do 1º quartil e do 3º quartil (entre parênteses) da amplitude (AMPap), <i>root means square</i> (RMSap), desvio padrão (DPap) e velocidade média (VMap) na direção ântero-posterior para os grupos de idosas (GI) e de adultas jovens (GA), as atividades de caminhar (CA) e de permanecer em pé (PE), nas fases de teste analisadas (PRE, POS, D1 e D2)	71
Tabela 4- Mediana e intervalos do 1º quartil e do 3º quartil (entre parênteses) da frequência mediana (MED) dos músculos eretor lombar (EL), bíceps femoral (BF), reto femoral (RF), gastrocnêmio medial (GM), tibial anterior (TA) para os grupos de idosas (GI) e adultas jovens (GA), as atividade de caminhar (CA) e permanecer em pé (PE) nas fases de testes analisadas (PRE, POS, D1 e D2)	75
Tabela 5- Mediana e intervalos do 1º quartil e do 3º quartil (entre parênteses) do RMS (%) dos músculos eretor lombar (EL), bíceps femoral (BF), reto femoral (RF), gastrocnêmio medial (GM), tibial anterior (TA) para os grupos de idosas (GI) e adultas jovens (GA) as atividade de caminhar (CA) e permancer em pé (PE) nas fases de teste analisadas (PRE, POS, D1 e D2).....	77

LISTA DE EQUAÇÕES

- Equação 1 -** $DTP = 493 + (2,2^{\circ}\text{estatura}) - (0,93^{\circ}\text{massa corporal}) - (5,3^{\circ}\text{idade})$ 54
- Equação 2 -** Batimentos cardíacos máximos = $208 - (0,7 \times \text{idade})$ 57
- Equação 3 -** $COP_{ap} = (M_y + (z_{off}^{\circ} F_x)) / F_z$ 59
- Equação 4 -** $COP_{ml} = (M_x - (z_{off}^{\circ} F_y)) / F_z$ 59

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AMPap	Amplitude na direção ântero-posterior
AMPml	Amplitude na direção médio-lateral
AREA	95% da elipse
BF	Biceps Femoral
CA	Atividade de caminhar
CEFE	Centro de Educação Física e Esporte
CIVM	Contração Isométrica Voluntaria Máxima
COG	Centro de Gravidade
COM	Centro de Massa
COP	Centro de Pressão
COPap	Centro de pressão ântero- posterior
COPml	Centro de pressão médio- lateral
D1	Avaliação do primeiro descanso
D2	Avaliação do segundo descanso
DOT	Deslocamento total
DP	Desvio padrão
DPap	Desvio Padrão na direção ântero-posterior
DPml	Desvio Padrão na direção médio-lateral
DTP	Distância Prevista
EL	Eretor da Espinha na região Lombar
EMG	Eletromiografia
ER	Eletrodo de Referência
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i>
Fx	Força na direção ântero-posterior
Fy	Força na direção médio-lateral
Fz	Força na direção vertical
GA	Grupo de Adultas Jovens
GEPEDAM	Grupo de Estudos e Pesquisa em Desenvolvimento e Aprendizagem Motora
GI	Grupo de idosas
GM	Gastrocnemio Medial
IPAQ	International Physical Activity Questionnaire

L2	Segunda Vértebra Lombar
MED	Frequência Mediana
Mx	Momento na direção ântero-posterior
My	Momento na direção médio-lateral
Mz	Momento na direção vertical
NEMO	Grupo de Pesquisa em Neurociências Motoras
PE	Atividade de permanecer em pé
POS	Pós-teste
PRE	Pré-teste
RF	Reto Femoral
RMS	Root Means Square
RMSap	Root Means Squere na direção ântero-posterior
RMSml	Root Means Squere na direção médio-lateral
SENIAM	Surface EMG for the Non Invasive Assessment of muscle
SNC	Sistema Nervoso Central
TA	Tibial Anterior
UEL	Universidade Estadual de Londrina
VMap	Velociade Média na direção ântero-posterior
VMml	Velociade Média na direção médio-lateral
VMT	Velocidade Média Total

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	18
1.1	APRESENTAÇÃO, PROBLEMA E JUSTIFICATIVA	18
1.2.	OBJETIVOS	21
1.2.1	Objetivo Geral	21
1.2.2	Objetivos Específicos	21
1.3	HIPÓTESES	21
2	REVISÃO DE LITERATURA	23
2.1	CONTROLE POSTURAL	23
2.2	SISTEMAS SENSORIAIS	24
2.3	PRINCÍPIOS BIOMECÂNICOS DO CONTROLE POSTURAL	29
2.4	ESTRATÉGIAS POSTURAIS	32
2.5	CONTROLE POSTURAL E ENVELHECIMENTO	35
2.6	O EFEITO DO EXERCÍCIO/ATIVIDADE FÍSICA SOBRE O CONTROLE POSTURAL	40
3	MÉTODO	51
3.1	PARTICIPANTES	51
3.2	TAREFA	52
3.3	DELINEAMENTO	53
3.4	INSTRUMENTOS	53
3.5	PROCEDIMENTOS	55
3.6	PROCESSAMENTO DE DADOS	58
3.7	VARIÁVEIS	60
3.8.	ANÁLISE ESTATÍSTICA	61
4	RESULTADOS	62
4.1	BATIMENTOS CARDÍACO E PERCEPÇÃO DE ESFORÇO SUBJETIVA DURANTE AS ATIVIDADES	62
4.2	RESULTADOS DAS VARIÁVEIS CINÉTICAS	66
4.3	RESULTADOS DA ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA	74
5	DISCUSSÃO	78
5.1	EFEITO DO ENVELHECIMENTO NO CONTROLE POSTURAL	78

5.2 COMPARAÇÃO DOS EFEITOS DAS ATIVIDADES DE CAMINHAR E DE PERMANECER EM PÉ, DURANTE 30 MINUTOS, NO CONTROLE POSTURAL	84
5.3 EFEITO AGUDO DE CAMINHAR E PERMANECER EM PÉ NO CONTROLE POSTURAL DE IDOSAS E ADULTAS JOVENS	87
5.4 LIMITAÇÕES DO ESTUDO E IMPLICAÇÕES PARA FUTUROS ESTUDOS.....	94
CONCLUSÃO	96
REFERÊNCIAS.....	97
APÊNDICES	109
APÊNDICE A - Termo de consentimento de participação.	110
APÊNDICE B- Distância prevista (metros) de (ENRIGHT et al. 2003) para as idosas e adultas jovens, distância prevista (metros) (JONES; RIKLI 2002) apenas para idosas e distância realizada no teste de 6 minutos de caminhada de cada participante.	112
ANEXOS	113
ANEXO A- Parecer do comitê de ética – UEL.....	114
ANEXO B- Ficha de Informações Pessoais (FREITAS, 2005).	115
ANEXO C- Questionário BAECKE de atividade física habitual (BAECKE; BUREMA; FRIJTERS, 1982):.....	116
ANEXO D- Questionário BAECKE de atividade física habitual modificado (VOORRIPS et al., 1991):	120
ANEXO E- Questionário Internacional de atividade física (IPAQ): forma curta	123
ANEXO F- Escala de 15 escore para avaliação de percepção de esforço-RPE (BORG, 1982; 2000).	125

1 INTRODUÇÃO

1.1 APRESENTAÇÃO, PROBLEMA E JUSTIFICATIVA

A população idosa está crescendo em quantidade e em proporção na população mundial (CARVALHO; GARCIA, 2003; LIMA-COSTA; VERAS, 2003; SZPALSKI et al., 2003). No período de 1999 a 2009 no Brasil, a porcentagem relativa dos idosos (60 anos ou mais de idade) na população passou de 9,1% para 11,3% (CENSO, 2010). O custo para os cuidados especiais necessários para esta população também cresce na mesma proporção (DALEY; SPINKS, 2000; CENSO, 2010; LIMA-COSTA; VERAS, 2003). Desta forma, atenção especial tem sido direcionada para os idosos, buscando meios de retardar o efeito degenerativo do envelhecimento (SWANENBURG et al., 2009; VIEIRA; OLIVEIRA; NADAL, 2009; WALLMANN, 2009). Benefícios de atividades físicas em vários parâmetros fisiológicos e psicológicos têm sido consistentemente comprovados para a melhoria da funcionalidade nesta população (GAUCHARD et al., 1999; HOEPPNER; RIMMER, 2000; PERRIN, et al., 1999). A manutenção do equilíbrio é objetivo primário para a reintegração dos idosos em suas atividades funcionais, pois alterações no controle postural é um dos maiores fatores de risco para as quedas na população idosa (BERG et al., 1997; DALEY; SPINKS, 2000; PIIRTOLA; ERA, 2006; TINETTI; SPEECHLEY; GINTER, 1988). Assim, torna-se importante a análise do efeito do envelhecimento no controle postural em idosos. Em especial, pouca atenção tem sido voltada para a análise da manutenção do equilíbrio de idosos em período prolongado de tempo (DUARTE; STERNAD, 2008; FREITAS et al., 2005).

A manutenção do controle postural, em períodos prolongados de tempo, pode ser encontrada em diversas situações na vida diária, tais como: esperar em uma fila no banco, conversar com um amigo na rua, esperar um ônibus, lavar uma louça, etc. Entretanto, tem sido recomendado que indivíduos idosos não permaneçam por períodos prolongados de tempo em posição ortostática, pois pode ocasionar em fadiga (MADELEINE; VOIGT; ARENDT-NIELSEN, 1998; RYS; KONZ, 1994; ZHANG; DRURY; WOOLEY, 1991) e prejudicar a manutenção do equilíbrio (ADLERTON; MORITZ, 1996; JOHNSTON et al., 1998; LEPERS et al., 1997). Por exemplo, os idosos apresentaram menor oscilação na direção ântero-posterior e médio-lateral que os adultos jovens durante trinta minutos de permanência em pé

(FREITAS et al., 2005). Tais estratégias sugerem um déficit no mecanismo de controle postural em idosos que pode também refletir em uma postura mais cautelosa por causa do medo do risco de queda (FREITAS et al., 2005; MCCLENAGHAN et al., 1996). No entanto, após permanecer em pé, por trinta minutos em posição ereta bipodal, houve um aumento do RMS e da velocidade do COP, tanto em idosos quanto em adultos jovens (FREITAS et al., 2005). Tais características têm sido associadas à maior instabilidade no equilíbrio (TOUPET; GAGEY; HEUSCHEN, 1992) e reportadas em idosos com maior incidência de quedas (FERNIE et al., 1982; SHUMWAY-COOK et al., 1997). Desse modo, a manutenção do controle postural por período de tempo prolongado parece influenciar o controle postural de idosos.

A análise do controle postural possibilita investigar as desordens que afetam o equilíbrio, o que permite prever a instabilidade de contextos específicos, em que possa existir algum risco de cair (HORAK, 2006), como por exemplo, após a realização de uma atividade física, tal como a caminhada. Idosos cotidianamente realizam períodos de caminhadas para realizar suas tarefas diárias, tais como: compras em um supermercado/shopping, passear com seu animal de estimação em um parque, realizar uma atividade física, etc. Tem sido demonstrado aumento na oscilação postural após a realização de caminhada (DONATH et al., 2013; NARDONE et al., 1997; THOMAS; VANLUNEN; MORRISON, 2012), de corrida (LEPERS et al., 1997), de pedalar no cicloergômetro (LEPERS et al., 1997; NARDONE et al., 1997; STEMPLEWSKI et al., 2012; VUILLERME; HINTZ, 2007) de circuito de atividades (EGERTON; BRAUER; CRESSWELL, 2009a), de permanecer em pé por tempo prolongado (DUARTE; HARVEY; ZATSIORSKY, 2000; DUARTE; STERNAD, 2008; FREITAS et al., 2005; MADELEINE; VOIGT; ARENDT-NIELSEN, 1998), protocolo específico de fadiga nos flexores plantares do tornozelo (CORBELI et al., 2003), no sóleo (CARON, 2003) e extensores lombares (DAVIDSON; MADIGAN; MISSBAUM, 2004; PARREIRA et al., 2013). A maior oscilação postural após atividade física tem sido explicada pelo aumento das necessidades energéticas (BOVE et. Al., 2007; PAILLARD, 2012), pelas alterações hemodinâmicas (LEPERS et al., 1997; NARDONE et al., 1997) e também pela fadiga (DUARTE; HARVEY; ZATSIORSKY, 2000; DUARTE; STERNAD, 2008; FREITAS et al., 2005; MADELEINE; VOIGT; ARENDT-NIELSEN, 1998). Logo, associar a análise do controle postural, realizada em plataforma de força (COP), à análise eletromiográfica

dos músculos envolvidos no manutenção postural, pode fornecer subsídios para investigar a suposição de que a fadiga gerada após a atividade física é a principal responsável pelas alterações verificadas no controle postural (FREITAS et al., 2005; STEMPLEWSKI et al., 2012). Todavia, a análise do controle postural por meio de COP e EMG, para verificar o efeito agudo de atividades físicas, tal como o caminhar e permanecer em pé, por período de tempo prolongado, não tem sido foco de estudo.

Os efeitos agudos de uma atividade física pode diminuir a habilidade na realização de ajustes posturais para a manutenção do equilíbrio (LEPERS et al., 1997). Porém, estas alterações sobre a oscilação postural variam e dependem do tipo de exercício, da intensidade do esforço e das informações sensoriais (LEPERS et al., 1997). Ademais, a realização de atividade física pode causar alterações agudas na estabilidade postural que podem persistir por algum tempo. Nardone e colaboradores (1997) relataram que a duração da perturbação postural depois de um exercício de caminhada e/ou pedalar em cicloergômetro dura no máximo entre 10 e 20 minutos em adultos jovens. No entanto, a duração dos efeitos dos exercícios no controle postural diverge consideravelmente de acordo com a natureza do protocolo utilizado no estudo (PAILLARD, 2012). Então, seria necessário a prescrição de descanso imediato mesmo após a realização de atividades moderadas (STEMPLEWSKI et al., 2012). Consequentemente, esta menor tolerância de esforço apontada nos idosos (STEMPLEWSKI et al., 2012) poderia aumentar consideravelmente a duração dos efeitos agudos (pós-atividade) no controle postural em comparação aos adultos jovens. Por isso, ainda é necessário investigar a duração do efeito agudo da atividade de caminhar moderadamente e de permanecer em pé, por 30 minutos, no controle postural de idosos e adultos jovens. Além do mais, a análise do parâmetro da estratégia muscular adotada na manutenção postural antes e após a atividade física pode auxiliar na explicação das estratégias motoras compensatórias de músculos posturais (PAILLARD, 2012) para a manutenção do equilíbrio.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo Geral

Analisar o efeito agudo da atividade de caminhar e da atividade de permanecer em pé, durante 30 minutos, no controle postural em idosas e adultas jovens.

1.2.2 Objetivos Específicos

- a) Descrever o efeito agudo da atividade de caminhar por 30 minutos no controle postural, analisado por meio da oscilação postural (COP) e das estratégias de ativação muscular (EMG), em idosas e adultas jovens;
- b) Descrever o efeito agudo da atividade de permanecer em pé por 30 minutos no controle postural, analisado por meio da oscilação postural (COP) e das estratégias de ativação muscular (EMG), em idosas e adultas jovens;
- c) Comparar a oscilação postural e as estratégias de ativação muscular, de idosas e de adultas jovens, em função das diferentes manipulações de atividade física (caminhada e permanecer em pé por 30 minutos).

1.3 HIPÓTESES

- H₁ As idosas apresentarão maiores instabilidades no controle postural (COP) e maior ativação muscular (EMG) em comparação às adultas jovens em todas as fases de teste.
- H₂ A atividade de caminhar causará maiores instabilidades no controle postural (COP) em comparação à atividade de permanecer em pé em idosas e em adultas jovens (pós-teste).
- H₃ A atividade de caminhar causará maiores ativações musculares (EMG) em comparação à atividade de permanecer em pé em idosas e em adultas jovens (pós-teste).
- H₄ Após as atividades de caminhar e de permanecer em pé, durante 30 minutos, as idosas e as adultas jovens aumentarão a oscilação postural (COP) em comparação aos seus respectivos pré-testes.

- H₅ As idosas apresentarão fadiga muscular (análise espectral da EMG) após a realização das atividades de caminhar e de permanecer em pé por 30 minutos.
- H₆ Após a realização das atividades (caminhar e permanecer em pé por 30 minutos), mesmo após período de descanso (30 minutos), as idosas não serão capazes de retornar sua oscilação postural (COP) e ativação muscular (EMG) aos níveis verificados no pré-teste.
- H₇ Após as atividades de caminhar e de permanecer em pé, durante 30 minutos, as idosas e as adultas jovens aumentarão as ativações musculares (EMG) em comparação aos seus respectivos pré-testes.

2 REVISÃO DE LITERATURA

A revisão de literatura foi organizada com conceitos mais amplos de controle postural e tópicos específicos do tema, tais como: sistemas sensoriais, princípios biomecânicos e estratégias posturais; que serão abordados de forma indireta na análise e interpretação dos dados do estudo. Em seguida, foi desenvolvido o tópico de controle postural e envelhecimento, no qual foram contemplados todos os conceitos do controle postural específicos às características das participantes do estudo e a relação com o grande problema vivenciado pelos idosos, a queda. Por fim, no último tópico, foi realizada uma revisão mais específica sobre o efeito agudo do exercício/atividade física no controle postural, que aborda o foco principal do presente estudo.

2.1 CONTROLE POSTURAL

O controle postural resulta da integração de vários tipos de informações sensoriais (visual, vestibular e somatossensorial), das propriedades passivas e ativas do sistema musculoesquelético e de parte do sistema nervoso central (SNC), garantindo a posição corporal desejada sempre que um movimento é realizado (HORAK; MACPHERSON, 1996). Portanto, o controle postural pode ser entendido como um comportamento que emerge de um contínuo e dinâmico relacionamento entre informação sensorial e atividade motora (BARELA, 1997). O controle postural contempla dois objetivos comportamentais: a orientação postural e o equilíbrio postural.

A orientação postural refere-se à posição dos segmentos corporais em relação aos demais segmentos e em relação ao ambiente e apresenta aspectos como a orientação do corpo para as variáveis ambientais, tais como a gravidade e o alinhamento das várias partes do corpo em relação às outras partes para uma orientação específica (HORAK, 2006; HORAK; MACPHERSON, 1996). De acordo com Massion (1998) a orientação postural consiste em definir postura como sendo uma posição que examina os conjuntos de reflexos posturais relacionados com a gravidade. As posições de referência dos vários segmentos do corpo em relação ao vetor da gravidade vertical são controladas com precisão por meio de reflexos que mantêm ou restauram a postura (MASSION, 1998). Outro ponto de vista da

orientação postural baseia-se nas considerações anatômicas e de apoio (MASSION, 1998). As musculaturas axiais e proximais servem de apoio para os segmentos distais, possibilitando a manipulação no ambiente, como ações de alcançar e agarrar (MASSION, 1998). Assim, o controle da posição e da velocidade do tronco no espaço pode ser considerado o principal objetivo do sistema de controle postural, uma vez que, a maioria da massa do corpo se encontra no tronco (HORAK; MACPHERSON, 1996).

O outro objetivo do controle postural é o equilíbrio postural, que é representado pelo estado em que todas as forças que atuam sobre o corpo estão balanceadas de modo a manter o corpo na posição e orientação desejada. Este equilíbrio é alcançado quando a projeção do centro de massa (COM) se encontra nos limites da base de suporte que corresponde à área delimitada pelos pontos de contato entre os segmentos corporais e a superfície de suporte (HORAK, 2006; HORAK; MACPHERSON, 1996). Assim, uma grande base de suporte representa uma grande área em que o COM pode se mover sem perder o equilíbrio, garantindo assim a estabilidade postural (HORAK; MACPHERSON, 1996).

A estabilidade postural é alcançada gerando-se momentos de força sobre as articulações do corpo para neutralizar o efeito da gravidade ou qualquer outra perturbação em um processo contínuo e dinâmico durante a permanência em determinada postura (DUARTE, 2000). Desta forma, o sistema sensorial fornece informações sobre a posição de segmentos corporais em relação a outros segmentos e ao ambiente, enquanto, o sistema motor é responsável pela ativação correta e adequada dos músculos durante a realização dos movimentos (DUARTE; FREITAS, 2010; HORAK; MACPHERSON, 1996). Assim, o SNC integra as informações do sistema sensorial e envia impulsos nervosos aos músculos que geram respostas neuromusculares (DUARTE; FREITAS, 2010).

2.2 SISTEMAS SENSORIAIS

Para a regulação do equilíbrio, o sistema necessita de informações sobre as posições relativas dos segmentos do corpo e da magnitude das forças atuando sobre o corpo (DUARTE, 2000). Deste modo, as informações sensoriais parecem ser interpretadas pelo sistema nervoso de acordo com as representações internas da dinâmica motora e sensória do corpo. Assim, todas as informações

sensoriais são utilizadas para estimar e antecipar as forças que estão agindo sobre o corpo e combinada com a atividade muscular adequada produzir ou manter a posição do corpo desejada (HORAK; MACPHERSON, 1996). As informações dos sistemas visual, somatossensorial (proprioceptivo, cutâneo e receptores articulares) e vestibular estão disponíveis para detectar o movimento e a posição do corpo no espaço, em relação à gravidade e ao ambiente (MOCHIZUKI; AMADIO, 2006). Cada sentido fornece ao SNC informações específicas sobre a posição e o movimento do corpo, deste modo, cada um deles fornece uma diferente estrutura de referência para o controle postural (GURFINKEL; LEVICK, 1991).

O sistema visual detecta a luz que permite identificar imagens do mundo. Estas imagens informam sobre a forma, cor e movimento de objetos e do próprio corpo (MOCHIZUKI; AMADIO, 2006). Diversos estudos têm mostrado um aumento da instabilidade corporal em função da ausência de informação visual (CANDIDO et al., 2012; DUARTE; ZATSIORKY, 2002; LEE; LISHMAN, 1977; PERRIN et al., 1998; ROUGIER, 2003). Em um estudo de Rougier (2003) foi demonstrado que na posição ortostática por um período prolongado, a oclusão visual afetou a oscilação do COP e do COM, além de aumentar a diferença entre os dois e também prejudicou na forma como o COP corrigiu a instabilidade corporal. Perrin e colaboradores (1998) verificaram as consequências da oclusão visual em um teste de equilíbrio postural sobre uma plataforma com oscilações regulares na direção ântero-posterior, com praticantes e não praticantes de esportes. O grupo de praticantes de esportes apresentou uma menor dependência das informações visuais na adaptação postural em comparação ao grupo de não praticantes. Os autores sugeriram que o controle postural envolve dois componentes: um sistema de referência estável baseado no conhecimento anterior e outro sistema de correção dinâmica que intervém quando surgem perturbações, assim, a prática esportiva auxilia a dinâmica da reorganização das informações sensoriais.

Lee e Lishman (1977) realizaram um experimento explorando o paradigma da sala móvel, os resultados demonstraram que a condição com movimentos irregulares da sala causaram oscilação do corpo, mesmo quando os participantes tinham sido avisados para ignorar as informações conflitantes do sistema visual. Desta forma, os autores concluíram que a visão funciona proprioceptivamente como um componente integral do sistema de controle de equilíbrio e não pode ser desligada voluntariamente, exceto, é claro, fechando os

olhos. Portanto, o sistema visual não oferece apenas informações exteroceptiva sobre o ambiente, os objetos e os eventos externos, a visão também oferece informação proprioceptiva sobre a posição relativa dos movimentos das partes do corpo e sobre a posição e movimento do corpo como um todo em relação ao ambiente (DUARTE, 2000; LEE; LISHMAN, 1977).

O sistema vestibular fornece informações sobre a posição e movimento da cabeça em relação à força da gravidade e forças iniciais (DUARTE, 2000). O aparelho vestibular consiste dos órgãos otólico, utrículo, sáculo e os canais semicirculares do labirinto, que são cavidades no osso temporal associados à cóclea. O labirinto percebe as acelerações angulares da cabeça causadas por movimentos de flexão, extensão e rotação do pescoço (MOCHIZUKI; AMADIO, 2006). Os canais semicirculares são particularmente efetivos na detecção de rápidas acelerações angulares e as células das máculas do utrículo e sáculo respondem ao movimento linear do corpo ou às oscilações do peso da cabeça (DUARTE, 2000; MOCHIZUKI; AMADIO, 2006). Deste modo, o sistema vestibular fornece informações sobre as variações temporais das velocidades angulares e lineares da cabeça (MOCHIZUKI; AMADIO 2006).

O papel das informações vestibulares no controle das respostas posturais tem sido muito debatido. Day e colaboradores (1997) defendem que as informações vestibulares desempenham um pequeno papel na manutenção da postura estática. Por outro lado, a redução das aferências vestibulares leva a déficits consideráveis no controle de tarefas complexas como a locomoção e o balanço em plataforma sinusoidal, indicando sua grande importância em situações de natureza dinâmica (PERUCH et al.; 1999). As informações vestibulares podem ser manipuladas pela aplicação de estimulação galvânica.

A aplicação de corrente galvânica nos processos mastoideos despolariza o nervo vestibular e aumenta a frequência de disparo dos aferentes vestibulares do lado do cátodo e diminui do lado do ânodo, resultando em uma oscilação corporal para o lado do ânodo (PERUCH et al.; 1999). A estimulação galvânica vestibular permite avaliar os efeitos primários das informações vestibulares na postura, já que outras técnicas, como a rotaçãocefálica, ativam simultaneamente as aferências proprioceptivas cervicais (FITZPATRICK; DAY, 2004). Uma mesma estimulação vestibular resulta em respostas posturais diferentes dependendo do nível de ativação dos sistemas somatossensorial e visual, indicando assim, a

existência de uma ampla integração sensorial (BACSI; COLEBATCH, 2005). Por exemplo, a oscilação decorrente da estimulação galvânica vestibular é menor quando as informações visuais estão disponíveis e maiores durante a permanência em uma superfície de espuma ou plataforma de translação (HORAK; HLAVACKA, 2001).

Em um estudo de Cenciarini e Peterka (2006) foi manipulado dois tipos de perturbação do sistema vestibular, estimulação galvânica bipolar e diferentes amplitudes de oscilações médio-lateral na superfície de apoio. Os resultados demonstraram que a capacidade de resposta postural diminuiu com o aumento das amplitudes de oscilação da superfície de apoio que foi causada tanto por uma diminuição da contribuição das informações proprioceptivas quanto por um aumento correspondente na contribuição das informações sensoriais gravitacionais no controle postural. Desta forma, é evidente que o sistema vestibular é mais relevante para o sistema de controle postural, principalmente quando está crítico a manutenção do equilíbrio (PETERKA, 2002). Ou seja, em condições em que a informação dos outros sistemas está comprometida ocorre uma reorganização sensorial, causando uma dependência de outra informação sensorial (CENCIARINI; PETERKA, 2006). Assim, pequenas perturbações na superfície de apoio ou alterações visuais, mesmo que não sejam percebidas pelos participantes mostrou que o sistema proprioceptivo representa 50% de relevância, o visual 35% e o vestibular 15% (PETERKA, 2002). No entanto, quando os três sistemas estão disponíveis e estão fornecendo dicas verdadeiras sobre a orientação postural no espaço, é geralmente aceito que o sistema vestibular contribui menos que o sistema proprioceptivo e mais que o sistema visual (CENCIARINI; PETERKA, 2006).

O sistema somatossensorial difere dos outros sistemas porque seus receptores estão pelo corpo e não estão concentrados em locais especializados do corpo humano (MOCHIZUKI; AMADIO, 2006). As aferências somatossensoriais incluem os mecanorreceptores da pele, receptores de pressão dos tecidos profundos, fusos musculares, órgãos tendinosos de golgi e receptores articulares (HORAK; MACPHERSON, 1996). Desta forma, o sistema somatossensorial responde aos diferentes tipos de estímulos, agrupados em quatro categorias: toque, temperatura, posição do corpo e dor. O receptor somatossensorial de toque tem relação especial com o controle postural. A sensação de toque é estimulada mecanicamente na superfície corporal pelos mecanorreceptores que é encontrado

principalmente na pele e responde ao tato e à deformações da pele (MOCHIZUKI; AMADIO 2006). O sistema somatossensorial fornece informações sobre a posição do corpo no espaço relativo à superfície de suporte, informações da posição e velocidade relativa entre os segmentos do corpo e informações sobre as pressões agindo na interface segmento/base de suporte. O sistema de *feedback* somatossensorial é o mais efetivo para perturbações rápidas. Evidências clínicas sugerem que com o envelhecimento, este mecanismo de feedback torna-se mais importante na escolha das estratégias posturais (WOOLLACOTT; SHUMWAY-COOK, 1990). Logo, o controle postural depende de uma complexa interação entre os sistemas sensoriais.

Em um estudo de Ferraz, Barela e Pellegrini (2001) foi verificado o efeito do toque suave (1 newton) em adultos jovens, idosos ativos e sedentários. Os resultados demonstraram que o toque suave reduziu a oscilação corporal para todos os grupos. Os autores relataram que o toque em uma superfície rígida propicia informação somatossensorial adicional sobre a oscilação corporal e que esta informação é então utilizada para reduzir a oscilação corporal. Desta forma, a informação proveniente do toque suave é utilizado na forma de *feedforward*, ou seja, na forma de antecipação do sistema (BARELA; JEKA; CLARK, 1999; JEKA; LACKNER, 1994). Allum e colaboradores (1998) manipularam a superfície de suporte que giraram em torno da articulação do tornozelo e translações horizontais. Os autores relataram que as informações proprioceptiva do tronco e do quadril pode ser mais importante no desencadeamento das correções posturais e que os membros inferiores contribuem com o molde e coordenação final dos movimentos posturais e da marcha. Desta forma, os autores concluíram que os movimentos posturais e da marcha são organizados centralmente em dois níveis. O primeiro nível envolve a geração de resposta especificamente direcionadas, baseada principalmente nas informações do quadril e do tronco e depois nas entradas vestibulares. E o segundo nível está envolvido na forma de padrões de ativação definidos centralmente com base nas entradas aferentes multissensoriais, incluindo as entradas proprioceptivas de todos os segmentos do corpo e sensores vestibulares.

O controle postural utiliza informações de todos os sistemas: visual, vestibular e somatossensorial (MCCOLLUM; SHUPERT; NASHNER, 1996). A abundância de informações é um fato que garante a estabilidade postural mesmo na

deficiência de um sistema (MCCOLLUM; SHUPERT; NASHNER, 1996). Peterka (2002) e Cenciarini e Peterka (2006) propuseram um modelo quantitativo para a repesagem/reorganização sensorial. Em um ambiente bem iluminado com base de apoio rígida, indivíduos saudáveis têm uma distribuição da dependência das informações sensoriais para cada sistema, sendo de 70% para o somatossensorial, 20% para o vestibular e 10% para o visual (PETERKA, 2002). No entanto, estas dependências dos sistemas sensoriais pode variar com alterações na iluminação do ambiente, instabilidade da base de apoio e as restrições do indivíduo. Buchanan e Horak (1999) propõem que o SNC tolera oscilações do campo visual e escolhe informações vestibulares e proprioceptivas para controle postural. A exploração das informações sensoriais pode ser inferida pela hipótese do peso sensorial, na qual, o sistema de controle postural é capaz de reconsiderar e redistribuir os estímulos sensoriais em ambientes sensoriais alterados para garantir a estabilidade postural (OIE; KIEMEL; JEKA, 2002).

Cada informação sensorial tem qualidades diferentes em termos de resolução e importância, sendo que a fidedignidade de uma informação pode alterar a confiabilidade de outra (LACKNER; DIZIO, 2005). Portanto, quando o ambiente sensorial é alterado, ocorre a reorganização da dominância das informações sensoriais para minimizar os conflitos e a dependência pode variar (CENCIARINI; PETERKA, 2006; OIE; KIEMAL; JEKA, 2002; PETERKA, 2002). Desta forma, a dominância de uma informação sensorial sobre outra é dinâmica e depende essencialmente da tarefa, da disponibilidade de informação sensorial e da meta do controle postural (CANDIDO et al., 2012; MEYER; ODDSSON; DE LUCA, 2004).

2.3 PRINCÍPIOS BIOMECÂNICOS DO CONTROLE POSTURAL

A postura pode ser compreendida como a configuração das articulações de um corpo, isto é, o conjunto de ângulos que expressam o arranjo relativo entre os segmentos de um corpo (DUARTE, 2000). A cada nova postura adotada pelo ser humano, respostas neuromusculares são necessárias para manter o equilíbrio do corpo. Mecanicamente, as condições de equilíbrio do corpo dependem das forças e momentos de força (torques) aplicados sobre ele. Deste modo, um corpo está em equilíbrio mecânico quando a somatória de todas as forças e momentos de força que agem sobre ele é igual a zero (DUARTE; FREITAS, 2010).

As forças que agem sobre o corpo podem ser classificadas em forças externas e forças internas. As forças externas mais comuns que atuam sobre o corpo humano são a força gravitacional e a força de reação do solo que, durante a postura ereta, atua sobre os pés (DUARTE; FREITAS, 2010; HORAK; MACPHERSON, 1996). As forças internas podem ser perturbações fisiológicas, como por exemplo, os batimentos cardíacos, as perturbações geradas pela ativação dos músculos necessários para a manutenção da postura e a realização dos movimentos do próprio corpo (DUARTE; FREITAS, 2010; HORAK; MACPHERSON, 1996). Todas essas forças aceleram continuamente o corpo humano em todas as direções em torno do seu centro de gravidade (COG) (DUARTE; FREITAS, 2010). O centro de massa (COM) do corpo, também é chamado de centro de gravidade (COG), representa o ponto em que toda a massa do corpo está balanceada e também é o ponto resultante das ações das forças externas (WINTER, 1990).

Em condições normais na postura ereta quieta, as forças e os momentos de força são muito pequenos, o que resulta em pequenas oscilações do corpo (DUARTE, 2000; DUARTE; FREITAS, 2010; HORAK; MACPHERSON, 1996). A postura humana bípede é relativamente instável porque a base de suporte (área delimitada pelas bordas laterais dos pés) é pequena e o COM é alto (aproximadamente na segunda vértebra lombar) (HORAK; MACPHERSON, 1996). Em um estudo de Amiridis, Hatzitaki e Arabatzi (2003) foi demonstrado que o aumento da demanda postural, com redução da área da base de suporte, dois pés separados na largura do ombro, posição de tandem de Romberg e unipodal, resultou em uma maior oscilação do COP em idosos.

Um conceito associado à base de suporte é o de limite de estabilidade, o qual, expressa o quanto dessa base de suporte o indivíduo consegue utilizar e se manter em equilíbrio. Isto é, os limites de estabilidade expressam a base de suporte funcional do indivíduo (DUARTE; FREITAS, 2010). No entanto, o COM pode ser realmente localizado inteiramente fora do corpo, dependendo da orientação postural (HORAK; MACPHERSON, 1996). Na manutenção da estabilidade, mesmo em uma posição quieta, a postura não é estática, pois o corpo nunca está completamente imóvel (DUARTE, 2000; HORAK; MACPHERSON, 1996).

A instabilidade do corpo ocorre porque as forças musculares continuamente variáveis são refletidas na força de reação do solo. O ponto de origem da força de reação do solo é denominado como o centro de pressão (COP)

(HORAK; MACPHERSON, 1996). Devido à oscilação do corpo e às forças inerciais, a posição do COP é diferente da projeção do centro de gravidade (COG) sobre a superfície de suporte, sendo que, o COG indica a posição global do corpo (DUARTE, 2000; MOCHIZUKI; AMADIO, 2003). Desta forma, o COP é o ponto de aplicação da resultante das forças verticais agindo sobre a superfície de suporte e a posição do COG é uma medida de deslocamento e é totalmente independente da velocidade ou aceleração total do corpo e de seus segmentos (WINTER, 1990).

O COP também é uma medida de deslocamento e é dependente do COG, mas o COP expressa a localização do vetor resultante da força de reação do solo em uma plataforma de força (MOCHIZUKI; AMADIO, 2003). Esse vetor é igual e oposto à média ponderada da localização de todas as forças que agem na plataforma de força, como a força peso e as forças internas (musculares e articulares) transmitidas ao solo (WINTER, 1990). Por conseguinte, o deslocamento do COG é a grandeza que realmente indica a oscilação do corpo inteiro, e o COP é uma combinação da resposta neuromuscular ao deslocamento do COG e da própria posição do COG (MOCHIZUKI; AMADIO, 2003).

Duarte e Zatsiorsky (1999) avaliaram a localização do COP durante a posição em pé irrestrita em adultos saudáveis. Os autores observaram certos padrões de comportamento do COP, que foram associados com as alterações posturais dos participantes. Assim, foi desenvolvido um algoritmo de computador para uma detecção automática dos padrões de deslocamento do COP (DUARTE; ZATSIORSKY, 1999). A decomposição do sinal do COP revelou três diferentes padrões de migração do COP ao longo do seu deslocamento por um tempo prolongado: *shifting* representa um deslocamento rápido da posição do COP de uma região para outra; *fidgeting* representa um deslocamento rápido e grande e um retorno do COP para aproximadamente a mesma posição; e *drifting* que representa um deslocamento lento e contínuo da posição do COP (DUARTE; ZATSIORSKY, 1999; 2000).

Em um experimento de Duarte, Harvey e Zatsiorsky (2000) foi manipulado informação visual, base de suporte e propriocepção da sola dos pés em adultos jovens durante a postura irrestrita durante 30 minutos. Os autores conseguiram demonstrar os padrões do comportamento do COP (*shifting*, *fidgeting* e *drifting*) (DUARTE; ZATSIORSKY, 1999). No entanto, os autores verificaram que as alterações no controle postural não foi alterado pela oclusão visual, adição de carga

ou pelo tapete, e sim pelo retorno venoso dos membros inferiores, que representou a principal causa dos desconforto e consequentemente as alterações no COP ao longo dos 30 minutos (DUARTE, HARVEY; ZATISIORSKY; 2000; MADELEINE; VOIGT; ARENDT-NIELSEN, 1998). Portanto, o padrão de *fidgeting* do COP é uma estratégia para melhorar a atividade da bomba venosa do sangue na planta do pé, e este mecanismo pode ser um mecanismo de alívio momentâneo desta pressão para restaurar a circulação sanguínea e diminuir a fadiga (DUARTE, HARVEY; ZATISIORSKY, 2000). Santos e colaboradores (2008) testou a confiabilidade do COP em adultos jovens, os resultados demonstraram uma baixa confiabilidade do COP em tentativas realizadas no mesmo dia, no entanto, esta confiabilidade melhorou nas tentativas entre os dias. Portanto, o grande número de variáveis biológicas pode representar uma variabilidade intrínseca no COP, que pode afetar a confiabilidade e a validade dos resultados do controle postural (SANTOS et al., 2008).

2.4 ESTRATÉGIAS POSTURAIS

Dado o grande número de articulações e músculos do corpo, as sinergias motoras que caracterizam a maioria, se não todas, as ações motoras são consideradas como uma solução encontrada pelo SNC para reduzir o número de graus de liberdade que devem ser controlados (problema de redundância motora) (BERNSTEIN, 1967). Essa forma deriva da ideia que o sistema muscular tem muitos graus de liberdade para serem controlados, que são necessários para alcançar a meta da tarefa, assim, permitindo mais que uma solução em termo de forças, padrão de movimento e ativação muscular. A estratégia envolve a reorganização dinâmica de uma série de variáveis posturais controladas, de modo que, cada estratégia é caracterizada pela precedência de um ou mais objetivos posturais e de movimento (HORAK; MACPHERSON, 1996).

O conceito de estratégia tem sido desenvolvido a partir da evidência acumulada de que os ajustes posturais não são meramente refletidos, mas surge de um complexo sistema de controle sensório-motor (HORAK, 2006; HORAK; MACPHERSON, 1996). As respostas neuromusculares (também denominadas de “estratégias posturais”) são necessárias para garantir na postura ereta e com os pés imóveis, que a projeção vertical do COG do corpo seja mantida dentro da base de

suporte, proporcionando estabilidade ao corpo e permitindo a realização de diversos movimentos com os segmentos superiores do corpo (DUARTE; FREITAS, 2010; HORAK; MACPHERSON, 1996).

Na resposta postural, o sistema nervoso comanda a contração e o relaxamento dos músculos de todo o corpo. A força desenvolvida pelos músculos é transformada em torques articulares e em força aplicadas contra a base de suporte. A sinergia muscular consiste do padrão espacial e da sequência de ativação e relaxamento do grupo muscular. A alta variabilidade de sinergias depende de fatores como as condições biomecânicas e do contexto sensorial (HORAK; MACPHERSON, 1996). Estratégias de manutenção do equilíbrio e padrões de atividade muscular podem ser organizadas em estratégia do tornozelo, do quadril e do passo (NASHNER; MCCOLLUM, 1985).

A estratégia de tornozelo é caracterizada pela ativação sequencial dos músculos do tornozelo, joelho e quadril que fazem o corpo girar sobre a articulação do tornozelo com movimentos relativamente pequeno do joelho e do quadril (HORAK; MACPHERSON, 1996). Desta forma, o corpo se move em torno do tornozelo como um pêndulo invertido (HORAK; MACPHERSON, 1996; RUNGE et al., 1999). A estratégia do tornozelo é a resposta adequada durante a postura quieta estática (HORAK; MACPHERSON, 1996), durante pequenas quantidades de instabilidade sobre uma superfície firme (HORAK, 2006; HORAK; MACPHERSON, 1996) ou ainda, quando as perturbações são por translações da superfície de suporte em baixas velocidades (RUNGE et al., 1999).

Durante uma oscilação do corpo para frente e para trás em resposta a uma perturbação, o indivíduo produz um torque sobre a articulação do tornozelo que desloca o seu COM e COP. Esta força reverte à direção do movimento e dirige o COM à posição inicial, reduzindo dessa forma, a oscilação corporal (HORAK; MACPHERSON, 1996). Horak e Nashner (1986) estudaram as alterações provocadas por diferentes configurações de uma superfície de suporte nas estratégias empregadas para restabelecer o equilíbrio e verificaram que, no caso de translações posteriores da base de suporte, houve uma flexão dos músculos dorsais do tornozelo seguidos pela ativação dos músculos dorsais do tronco e perna, deste modo, estas ativações musculares foram associadas à produção de torque na superfície de suporte e a análise cinemática mostrou movimento predominantemente

na articulação do tornozelo, embora pequenos movimentos tivessem sido observados na articulação do quadril.

A estratégia do quadril, em que o corpo exerce torque no quadril para mover rapidamente o COM do corpo, é utilizada quando as pessoas estão em superfícies estreitas ou que não permitem o torque adequado no tornozelo ou ainda, quando o COM deve ser movido rapidamente (HORAK; KUO, 2000; HORAK; MACPHERSON, 1996), verificada também em situações de translação da superfície de suporte em altas velocidades (RUNGE et al., 1999) e quando esta superfície não é escorregadia (HORAK; NASHNER, 1986). A estratégia de quadril move o corpo como um pêndulo invertido de segmento duplo através do movimento no tornozelo e quadril (HORAK; MACPHERSON, 1996; RUNGE et al., 1999). Ocorre uma flexão do quadril ao mesmo tempo em que as articulações do pescoço e tornozelo giram em sentido contrário pela ativação sequencial dos músculos do pescoço, os músculos abdominais e o quadríceps (HORAK; MACPHERSON, 1996).

Horak e Nashner (1986) verificaram que a estratégia de quadril caracterizou-se pela ativação dos músculos anteriores do tronco e perna, associados com um relativo aumento da força de reação do solo na superfície de suporte e uma pequena ativação dos músculos do tornozelo e a análise cinemática mostrou flexão do tronco associada com extensão do tornozelo. Amiridis, Hatzitaki e Arabatzi (2003) encontraram a utilização da estratégia do quadril em idosos com maior oscilação e atividade muscular do movimento do quadril em função do aumento da demanda postural, o que não ocorreu nos adultos jovens, que mesmo com o aumento da demanda postural, manteve a estratégia do tornozelo.

Quando o objetivo postural é manter o tronco na posição vertical ou em casos de perturbações muito grandes e rápidas, a estratégia comportamental utilizada é a estratégia do passo. A estratégia do passo consiste em realizar um passo como meio para restabelecer o equilíbrio. A estratégia do passo também pode ser utilizada em resposta às perturbações pequenas em que os indivíduos não tiveram experiência anterior, ou quando os indivíduos são instruídos para manter os pés no local (HORAK; MACPHERSON, 1996), embora ela seja mais comumente verificada em situações de grandes e rápidas perturbações em que as estratégias anteriores não são suficientes para a manutenção do equilíbrio. Inicialmente as estratégias do tornozelo, do quadril e do passo foram descritas separadamente, no

entanto, as estratégias podem ser realizadas em combinação, dependendo do grau da perturbação e das restrições do indivíduo (HORAK, 2006).

Runge e colaboradores (1999) realizaram um estudo, no qual, os participantes ficaram com os olhos fechados e em pé sobre uma plataforma móvel com deslocamento para trás com diferentes velocidades. Os resultados demonstraram que os participantes utilizaram a combinação da estratégia do tornozelo e do quadril desde as velocidades menores. Durante uma perturbação externa, os indivíduos jovens tentam primeiro devolver o COM a posição inicial exercendo o torque no ângulo do tornozelo. Com o envelhecimento e com o aumento do risco de cair, os idosos tendem a usar um reforço com o uso adicional estratégia do quadril na estratégia do tornozelo (ADKIN et al., 2000, HORAK, 2006). Desta forma, a escolha entre a utilização da estratégia do tornozelo, do quadril, do passo ou da combinação da estratégia do tornozelo e quadril pode ser realizada dependendo da experiência anterior (HORAK; NASHNER, 1986), do objetivo postural, das restrições ambientais (RUNGE et al., 1999) e das restrições sensoriais (HORAK; NASHNER; DIENER, 1990).

2.5 CONTROLE POSTURAL E ENVELHECIMENTO

O envelhecimento populacional é um dos maiores desafios da saúde pública contemporânea. Este fenômeno ocorreu inicialmente em países desenvolvidos, mas, recentemente é nos países em desenvolvimento que o envelhecimento da população tem ocorrido de forma mais acentuada (CARVALHO; GARCIA, 2003; LIMA-COSTA; VERAS, 2003). Assim, do ponto de vista puramente demográfico o processo de envelhecimento no Brasil deve-se unicamente ao rápido e sustentado declínio da fecundidade (CARVALHO; GARCIA, 2003). Em paralelo às modificações observadas na pirâmide populacional, doenças do envelhecimento ganham maior expressão no conjunto da sociedade (LIMA-COSTA; VERAS, 2003). Um dos resultados dessa dinâmica é uma demanda crescente por serviços de saúde (LIMA-COSTA; VERAS, 2003) e consequentemente um aumentos dos custos com estes cuidados necessários (DALEY; SPINKS, 2000). Aliás, este é um dos desafios atuais: escassez de recursos para uma demanda crescente (LIMA-COSTA; VERAS, 2003).

A população de idosos consome mais serviços de saúde, as internações hospitalares são mais frequentes e o tempo de ocupação do leito é maior quando comparado à outras faixas etárias (LIMA-COSTA; VERAS, 2003). Em geral, as doenças dos idosos são crônicas e múltiplas, perduram por vários anos, exigem acompanhamento constante, cuidados permanentes, medicação contínua e exames periódicos (LIMA-COSTA; VERAS, 2003). Desta forma, os idosos apresentam características particulares em virtude de uma série de alterações frequentemente observadas nesta faixa etária (LIMA-COSTA; VERAS, 2003).

Estas alterações podem ser fisiológicas (ALFIERI; MORAES, 2008; GILLESPIE et al., 2007), psicológicas e comportamentais (ALFIERI; ALFIERI, 2003). As alterações fisiológicas podem gerar modificações metabólicas, cardiovasculares, respiratórias, nervosas, locomotoras entre outras (ALFIERI; MORAES, 2008). Sendo que as alterações locomotoras podem trazer prejuízos na realização de atividades cotidianas dos idosos (ALFIERI; MORAES, 2008). Alfieri e Alfieri (2003) apontam alterações no aspecto social que podem ser exemplificadas pela falta de participação e integração social. As alterações psicológicas são representadas por atitudes hostis, resistência ao novo, diminuição da vontade, estreitamento da afetividade e da cultura (ALFIERI; ALFIERI, 2003).

O envelhecimento pode gerar alterações também no SNC e periférico, sendo que no sistema nervoso periférico a fibras mielinizadas, as não mielinizadas e a diminuição da velocidade das conduções nervosas, pode levar à uma diminuição da discriminação sensorial, bem como nas respostas autônomas e no fluxo sanguíneo relacionado as estruturas nervosas nos idosos. Essas alterações fazem com que haja alterações no sistema somatossensorial gerando um aumento no limiar da sensibilidade vibratória nas mão e pés dos idosos (VERDÚ et al., 2000). Além da perda dos receptores, ocorre um declínio de até 30% nas fibras sensoriais que inervam os receptores periférico, podendo ocorrer neuropatias, o que é frequente em idosos (HORAK, 2006). Assim, as perdas proprioceptivas aumentam o limiar para detecção do movimento e dificultam a reprodução precisa do movimento articular, ou seja, dificulta a propriocepção (SPEERS; KUO; HORAK, 2002). Por isso, os idosos podem apresentar controle postural alterado em relação aos adultos jovens, que pode representar um dos fatores que causam quedas nesta população (AMIRIDIS; HATZITAKI; ARABATZI, 2003; LOPES; RAZUK; BARELA, 2009). Assim, a queda é um dos principais problema de saúde que afetam os idosos a partir dos

sessenta anos de idade e estão associados à morbidade, redução de funcionalidade, perda de independência e a morte (BENTO et al, 2010). Os fatores de risco associados às quedas podem ser classificados em extrínsecos e intrínsecos (TINETTI, 2003).

Os fatores extrínsecos estão relacionados com a qualidade e a intensidade da iluminação do ambiente, irregularidades na superfície, tapetes soltos no chão, condição do piso, o uso combinado de medicamentos e os riscos associados às próprias atividades que o idoso está realizando (BARBOSA, 2001; BENTO et al., 2010). Os fatores intrínsecos estão relacionados ao processo de envelhecimento como a redução de força muscular, alterações de equilíbrio, modificações no padrão da marcha, déficit visual, perdas funcionais e cognitivas (BENTO et al., 2010; TINETTI, 2003). O sistema musculoesquelético que é responsável pelas ações musculares, quer seja de estabilização ou de correções por meios de contrações vigorosas ou não, desempenha papel fundamental no controle postural (BOOTH; WEEDEN; TSENG, 1994), no entanto, devido ao envelhecimento há perda de fibras musculares, neurônios motores, unidades motoras, força e massa muscular, o que provoca uma diminuição na habilidade de gerar força (BOOTH; WEEDEN; TSENG, 1994). A força muscular declina em 15% por década após os 50 anos, e 30% após os 70 anos (NIED; FRANKLIN, 2002). Portanto, a queda é um fenômeno complexo entre os idosos e pode ser gerada por ambos fatores, extrínsecos e intrínseco (BENTO et al., 2010). Deste modo, a falta de equilíbrio para realizar as atividades cotidianas é um dos principais fatores de risco para a queda em idosos (PIIRTOLA; ERA, 2006).

As alterações locomotoras também podem trazer prejuízos funcionais na realização das atividades cotidianas dos idosos. Neste aspecto, as alterações dos componentes do sistema postural podem comprometer até mesmo a vida dos idosos, uma vez que, a diminuição desse controle está relacionada às quedas (ALFIERI; MORAES, 2008). A possibilidade de ocorrência de quedas pode aumentar significativamente e varia entre 27% na presença de um fator de risco e 78% com quatro ou mais fatores associados (SHUMWAY-COOK et al, 2007), ou seja, o risco aumenta com o número dos fatores de risco (TINETTI; SPEECHLEY; GINTER, 1988). Como consequência, as quedas podem ocasionar sérias lesões, dentre as quais a mais frequente é a fratura. As fraturas afetam de 10% a 15% dos idosos que caem. Dentre os idosos que sofreram quedas, 75% não se recuperam

totalmente e apresentam redução em sua capacidade funcional (SHUMWAY-COOK et al, 2007). Portanto, o trauma é apenas uma das sequelas da falta de equilíbrio, porque muitos idosos que sofreram quedas convivem diariamente com o medo de cair, limitando progressivamente suas atividades (BARBOSA, 2001).

Fabrício, Rodrigues e Junior (2004) investigaram através de questionários o histórico de quedas em 251 idosos com média de 76 anos de idade e identificaram que o medo de cair é a segunda maior consequência da queda, depois da fratura. O medo de cair, também conhecido como síndrome pós-queda, pode implicar no medo não só de novas quedas, mas o medo das lesões, das internações hospitalares, no declínio da saúde e da dependência de outras pessoas nos cuidados pessoais e na realização de atividades diárias, ou seja, o medo das consequências inerentes a queda (KONG et al., 2002). Assim, o efeito acumulativo desses sentimentos pode trazer importantes alterações emocionais, psicológicas e sociais, tais como a perda de autonomia e independência e consequentemente a diminuição da qualidade de vidas dos idosos (FABRÍCIO; RODRIGUES; JUNIOR, 2004). Ademais, a queda pode levar a uma elevada morbidade (secundária às fraturas, traumas, dor e incapacidades), há aumento expressivo da mortalidade em idosos em função de quedas frequentes (BARBOSA, 2001).

Lopes e colaboradores (2009) investigaram a prevalência do medo de cair em idosos e a sua correlação com mobilidade, equilíbrio dinâmico e histórico de quedas. Os resultados dos testes (Miniexame do Estado Mental e entrevista com roteiro de *Falls Efficacy Scale-International*) demonstraram que 92,25% dos idosos com histórico de quedas apresentam medo de cair, uma prevalência maior do que em todos os idosos avaliados (90,48%). A correlação foi moderada entre o medo de queda e mobilidade, equilíbrio dinâmico, idade, risco e histórico de quedas. Perracini e Ramos (2002) acompanhou por 2 anos uma coorte de 1667 idosos e verificaram que ser do sexo feminino, ter histórico prévio de fraturas, ter dificuldade na realização de atividades físicas e ter visão ruim ou péssima aumentaram a chance de quedas de forma independente e significante.

Horak (2006) aponta seis componentes do controle postural (dinâmica do contexto, orientação no espaço, estratégias sensoriais, restrições biomecânicas, processamento cognitivo e estratégias de movimento). A desordem em algum desses componentes ou a combinação desses componentes pode levar à instabilidade postural e esta desordem associada com o aumento da idade pode

gerar quedas (HORAK, 2006). Os componentes sensoriais e musculoesqueléticos contribuem para o controle da posição relativa dos segmentos corporais entre si e com o ambiente, além do controle das forças que agem sobre o corpo (HORAK; MACPHERSON, 1996). Para tentar integrar estes sistemas e manter a postura ereta, os idosos apresentam maior deslocamento e variabilidade do COP na direção ântero-posterior em comparação aos adultos jovens (AMIRIDIS; HATZITAKI; ARABATZI, 2003; VAN WEGEN; VAN EMMERIK; RICCIO, 2002), assim, o envelhecimento não altera a base de suporte, mas diminui sensivelmente os limites funcionais da estabilidade (HORAK; SHUPERT; MIRKA, 1989).

A abordagem mais atual para avaliar o efeito do envelhecimento no equilíbrio analisa as variáveis específicas relacionadas ao controle postural e procura determinar qual das deteriorações em suas funções contribuem para a perda da estabilidade e da mobilidade. Okada e colaboradores (2001) verificaram uma redução na amplitudes de deslocamentos angulares nos idosos. Os autores sugeriram que esta redução pode ser devido às características de co-ativação de músculos agonistas e antagonistas em resposta às perturbações aplicadas na superfície de suporte. Essa co-ativação reduz a quantidade de movimento e o número de graus de liberdade que eles precisam controlar para manter o equilíbrio. Lopes, Razuk e Barela (2009) verificaram a influência das características do estímulo visual (manipulando baixa e alta velocidade do estímulo) e o efeito da intenção nas respostas do controle postural de idosos através do paradigma da sala móvel. Os resultados demonstraram que a intenção e a alteração da característica do estímulo visual reduzem a influência da informação visual na oscilação corporal, porém a manipulação do estímulo visual é menos efetiva que a intenção. Deste modo, as alterações no processo de envelhecimento na acuidade visual não foram suficientes para prejudicar o uso das informações visuais no controle postural dos idosos (LOPES; RAZUK; BARELA, 2009). Os autores apontam ainda que a maior dependência da intenção pode alterar a influência de um estímulo sensorial na oscilação corporal, sendo um fator complicado para o funcionamento do sistema de controle postural de idosos.

Durante a manutenção da postura em pé idosos oscilam mais que adultos jovens (FERRAZ; BARELA; PELLEGRUNI, 2001) e apresentam uma menor e menos controlada região de deslocamento do COP (BLASZCZYK; LOWE; HANSEN, 1994), sendo que essas diferenças são ainda mais marcante em

situações com maior demanda do controle postural (AMIRIDIS, HATZITAKI, ARABATZI, 2003; PRIOLI et al., 2006). Altos valores de alguns parâmetros do controle postural podem ser preditos para futuras quedas entre os idosos. Estes parâmetros podem ser representados por maiores amplitude do COP (médio-lateral) com os olhos abertos e fechados, maiores velocidade média do COP com olhos abertos, deslocamento do COP (médio-lateral) com olhos abertos e maiores RMS do COP (médio-lateral) (PIIRTOLA, ERA, 2006). Estas alterações limitam o idoso na realização das tarefas diárias, contudo, estima-se que cerca de 30% dos idosos caem uma vez ao ano (ALFIERI; MORAES, 2008; PIIRTOLA; ERA, 2006). Desta forma, o evento queda, constitui-se um dos principais problemas de saúde pública ao redor do mundo. E isto, sem as intervenções necessárias, tende a piorar, pois com o aumento da população idosa, provavelmente haverá aumento deste problema (ALFIERI; MORAES, 2008).

Outra abordagem para entender o controle postural exige levar em consideração os sistemas fisiológicos subjacentes a capacidades de uma pessoa ficar em pé, andar e interagir com o ambiente de forma segura e eficiente. Desta forma, a compreensão desses sistemas e suas diferentes contribuições para o controle postural nos permitem analisar sistematicamente as desordens que afetam o equilíbrio de cada indivíduo. Permitindo também prever a instabilidade do contexto específico, em que cada indivíduo está em risco de cair em diferentes contextos (HORAK, 2006). Assim, torna-se importante a compreensão do efeito do envelhecimento sobre as alterações sensoriais e motoras, na interação entre elas, nas estratégias e nos processos de controle no equilíbrio postural em idosos após a realização de atividades físicas prolongadas, comumente verificadas na vida diária desta população.

2.6 O EFEITO DO EXERCÍCIO/ATIVIDADE FÍSICA SOBRE O CONTROLE POSTURAL

O equilíbrio é ativamente controlado pelo SNC que coloca em ação os músculos posturais (NARDONE et al., 1990). Durante a posição quieta é requerida pouca atividade dos músculos posturais devido à capacidade do SNC em antecipar minimamente a desestabilização do corpo (NARDONE et al, 1997). A estabilidade postural nunca é definitiva (DUARTE, 2000; HORAK; MACPHERSON, 1996). A causa primária desta instabilidade está relacionada com os movimentos

circulatórios, cardíacos e respiratórios envolvidos na contração muscular (PAILLARD, 2012). O sistema neuromuscular é incapaz de manter uma tensão constante e essa é a causa essencial da oscilação na postura ereta (DE LUCA et. Al.; 1982). Portanto, o controle postural é um processo de reestabelecimento permanente da oscilação corporal para a manutenção do equilíbrio (PAILLARD, 2012).

O exercício físico é uma causa de agravamento da oscilação postural, logo, o exercício aumenta as necessidades energéticas (BOVE et. Al., 2007; PAILLARD, 2012). Além disso, quando o exercício gera fadiga, afeta a regulação do sistema de controle postural pelos seus efeitos sobre a qualidade e a interpretação das informações sensoriais e as respostas motoras (PAILLARD, 2012). Uma vez que, a fadiga muscular é um fenômeno complexo que pode ser definida como uma redução na capacidade de gerar força, independente da tarefa desempenhada (BIGLAND-RITCHIE; WOODS, 1984). Por conseguinte, quando qualquer uma das informações está deficiente, aumenta a oscilação corporal e aumenta concomitantemente a atividade muscular na tentativa de manter o equilíbrio (LEPERS et al., 1997). Desta forma, as entradas sensoriais são altamente estimuladas durante o exercício, tal como a corrida, demonstrando que os fusos musculares, órgãos tendinosos, receptores articulares e receptores aferentes cutâneos da sola dos pés são ativados durante o exercício (LEPERS et al., 1997). O sistema vestibular é sensível a cada aceleração da cabeça (DUARTE, 2000; MOCHIZUKI; AMADIO, 2006) e a visão é estimulada pelo movimento dos olhos (MOCHIZUKI; AMADIO, 2006).

Tanto o exercício geral, caracterizado como os exercícios que envolve todo o corpo, como a caminhada, corrida e o ciclismo, ou o exercício localizado, em que um grupo muscular específico ou articular é recrutado, afetam a entrada das informações sensoriais e/ou a saída das respostas motoras dos sistema postural (LEPERS, et al., 1997; NARDONE et al., 1997). O exercício geral compromete a utilização das informações sensoriais proprioceptiva e exteroceptiva e/ou a sua integração e/ou diminui a eficiência do sistema muscular (LEPERS et al., 1997; NARDONE et al., 1997). Lepers e colaboradores (1997) demonstraram que em adultos jovens a fadiga induzida por um exercício de corrida alterou os sistemas sensoriais, como o visual, vestibular e proprioceptivo. Além disso, a fadiga muscular

localizada, induzida pela repetição de contrações voluntárias em diferentes locais ou grupo musculares é suficiente para perturbar o controle postural (PAILLARD, 2012).

No caso de exercícios envolvendo pequenos grupos musculares, as alterações no estabilidade postural é principalmente resultado de fadiga muscular (CORBEIL et al., 2003; GRIBBLE; HERTEL, 2004; HARKINS et al., 2005). Durante a postura quase-estática (sem perturbação), a propriocepção do tornozelo pode ser crítica para o estabelecimento de uma representação interna essencial para a organização e planejamento das ações motoras (CORBEIL et al., 2003). Em um estudo de Corbeil e colaboradores (2003) foi induzido um protocolo de fadiga nos flexores plantares do tornozelo para verificar as alterações no controle postural. Os resultados demonstraram que a oscilação do corpo não foi afetada pela fadiga. Os autores sugeriram que a capacidade de detecção da ação do sistema sensório-motor permaneceu parcialmente eficiente quando os flexores plantares do tornozelo foram fadigados, assim, com a fadiga, o sistema de controle postural foi capaz de manter a amplitude de oscilação do COP dentro dos mesmos limites físicos da base de apoio observada na condição sem fadiga. No entanto, a fadiga aumentou a velocidade média do COP, acompanhada de um aumento na frequência mediana e média do COP e de um aumento na velocidade máxima instantânea. Desta forma, os autores concluíram que a fadiga muscular localizada dos flexores plantares do tornozelo afeta mais a saída motora do sistema de controle postural do que o sistema sensorial. Assim, a fadiga coloca maiores exigências sobre o sistema de controle postural por aumentar a frequência de ações necessárias para regular a postura ereta (CORBEIL et al., 2003).

Em um estudo de Caron (2003) foi utilizado um protocolo de fadiga no músculo sóleo para verificar as alterações no controle postural. Os resultados demonstraram um aumento na velocidade do COP e desvio padrão depois do protocolo de fadiga em comparação a condição sem fadiga, no entanto, não foi encontrado diferença entre as condições na estabilidade postural indicada pelo COG. O autor concluiu que o aumento da frequência do COP pode indicar um recrutamento adicional das unidades motoras e/ou aumento nos disparos das unidades motoras do músculo sóleo durante a posição em pé. Davidson, Madigan e Missbaum (2004) utilizaram um exercício de desempenho voluntário máximo isométrico de extensão dos extensores lombares em adultos jovens com protocolo de baixa fadiga e alta fadiga para verificar as alterações no controle postural. Os

resultados demonstraram que a fadiga dos extensores lombares aumentou a oscilação postural, mas não apresentou diferença entre os dois protocolos de fadiga (alta e baixa), além do mais, não houve diferença entre os protocolos na recuperação da estabilidade postural. Portanto, o feedback proprioceptivo do tronco é prejudicado pela fadiga dos extensores lombares, ocasionando maiores movimentos angulares na articulação lombar antes dos movimentos serem detectados. Estes movimentos conduziram um maior deslocamento do COM com um aumento concomitante no deslocamento do COP para manter o COM dentro da base de apoio (DAVIDSON; MADIGAN; MISSBAUM, 2004).

No caso de exercícios de recrutamento de grandes grupos musculares, as vezes fica difícil de distinguir entre o efeito da fadiga e outros fatores (VUILLERME; HINTZY, 2007). Os efeitos são particularmente evidentes em exercício de intensidade moderada, no entanto, a fadiga pode ou não ocorrer, ou ainda pode ser imensurável (STEMPLEWSKI et al., 2012). Assim, a hiperventilação (ZEMKOVÁ, 2009) e desidratação (DERAVE et al., 1998; GAUCHARD et al., 2002) pode influenciar no efeito total do exercício relativo à fadiga no controle postural (ZEMKOVÁ; HAMAI, 2005; ZEMKOVÁ, 2009).

Exercícios musculares que mobilizam ou solicitam de grande parte da musculatura do corpo, tal como a caminhada, corrida ou ciclismo, induzem alterações fisiológicas e mecânicas de importante impacto sobre o sistema musculoesquelético susceptíveis à degradar a eficiência dos mecanismos regulatórios da postura (PAILLARD, 2012). Contudo, as condições específicas que os diferentes exercícios são realizados podem influenciar o controle postural de maneiras diferentes.

Os exercícios causam efeitos fisiológicos agudos ou crônicos no controle postural. Os efeitos crônicos dos exercícios estão evidentes com os estudos que manipularam diferentes tipos de intervenção sobre o controle postural (BENTO, et al., 2010.) A prática regular de exercícios físicos reduz o risco de quedas em idosos devido ao aumento da coordenação e do equilíbrio (AVEIRO et al., 2006), aumento no recrutamento de motoneurônios, aumento na resistência à fadiga muscular e hipertrofia, principalmente, de fibras tipo II (FARIA et al., 2003). Em um estudo de Avelar e colaboradores (2010) por exemplo, foi utilizado um protocolo de intervenção de 6 semanas de treinamento de resistência muscular, duas vezes por semana em idosos, divididos em três grupos: grupo de intervenção no meio líquido,

grupo de intervenção no meio terrestre e grupo que não fez intervenção. Os testes de avaliação funcional da mobilidade (*Dynamic gait index*), avaliação funcional do equilíbrio (Escala de Berg), avaliação do equilíbrio dinâmico (Marcha Tandem) e análise da velocidade da marcha apenas demonstram diferenças entre os grupos que fizeram intervenção em comparação ao grupo controle. Os autores concluíram que tanto um protocolo de resistência à fadiga dos músculos dos membros inferiores na água quanto no solo proporcionam melhora significativa no equilíbrio estático e dinâmico de idosos. No entanto, os exercícios físicos podem gerar efeitos agudos sobre o controle postural.

Os exercícios causam efeitos fisiológicos agudos no controle postural. Os exercícios de exigência muscular geral causam agravamentos na oscilação corporal, pois, o aumento das necessidades energéticas amplifica os movimentos circulatórios, cardíacos e respiratórios envolvidos na contração muscular (BOVE et. Al.; 2007; PAILLARD, 2012). Ademais, Nardone e colaboradores (1997) demonstraram que o exercício de caminhada e/ou pedalar em cicloergômetro alteraram o controle postural de adultos jovens quando a intensidade do exercício foi superior ao limiar de acúmulo de lactato. Portanto, o aumento na oscilação postural não ocorreu após o exercício quando a intensidade foi inferior a 60% da frequência cardíaca máxima (NARDONE et al., 1997). Nardone e colaboradores (1997) relataram ainda que a duração da perturbação postural depois de um exercício de caminhada ou cicloergômetro é relativamente curto e dura no máximo 10 a 20 minutos. No entanto, a duração dos efeitos dos exercícios no controle postural diverge consideravelmente de acordo com a natureza do protocolo utilizado no estudo (PAILLARD, 2012).

Em um estudo de Egerton, Brauer e Cresswell (2009a) foi verificado o efeito agudo de um circuito de 14 minutos de atividades físicas com intensidade moderada (nível 13 ‘um pouco intenso’ na Escala de Percepção de esforço de Borg de 15 pontos) composta por diferentes tarefas do cotidiano, como caminhar, subir escadas e transportes de pesos sobre o controle postural de um grupo de adultos jovens saudáveis, um grupo de idosos saudáveis e um grupo de idosos com deficiência de equilíbrio. Os resultados demonstraram um aumento do deslocamento do COP médio-lateral e um aumento no desvio padrão da posição do COP médio-lateral para todos os grupos. Portanto, estes resultados corroboram com a revisão realizada por Piirtola e Era (2006), em que as oscilações médio-lateral foram

melhores indicadores de desequilíbrio e risco de quedas. Desta forma, os idosos podem precisar de cautela após a realização de atividades físicas de intensidade moderadas para evitar quedas, embora o risco não parece ser grande (EGERTON; BRAUER; CRESSWELL, 2009a). Em outro estudo de Egerton; Brauer; Cresswell (2009b) com os mesmos procedimentos do estudo de Egerton; Brauer; Cresswell (2009a), foi analisado a percepção de esforço, a contração isométrica máxima de torque nos músculos das pernas e as variáveis espaço-temporais da marcha. Os resultados demonstraram que níveis moderados de atividade física resultaram em percepções de cansaço prolongado e reduziu a cadência no equilíbrio dos grupos de idosos com deficiência de equilíbrio mesmo na ausência de sinais fisiológicos de fadiga (força dos músculos das pernas). No entanto, os adultos jovens e idosos saudáveis imediatamente após a atividade física apresentaram cansaço mas nenhuma alteração na força ou na marcha e apresentaram uma melhor recuperação da percepção geral de esforço em comparação aos idosos com deficiência no equilíbrio. Os autores concluíram que idosos com deficiência no equilíbrio podem apresentar uma quantidade maior de tempo gasto na realização de atividades diárias e exercícios, comprometendo a saúde e independência a longo prazo. Além do mais, as alterações na marcha pode colocar os idosos com deficiência de equilíbrio em maior risco de queda.

Thomas, Vanlunen e Morrison (2013) avançaram em no sentido de verificarem o impacto que diferentes velocidades (velocidade preferida, velocidade 20% mais rápida que a preferida e 40% mais rápida que preferida) de caminhada de 35 minutos causavam no controle postural realizando avaliações pré e pós a caminhada e durante intervalos de 5 minutos em adultos jovens. Os resultados demonstraram que o aumento dos níveis de esforço durante as caminhadas com a velocidades mais rápidas (120% e 140%) aumentaram a instabilidade do sistema postural com aumento no deslocamento, na área (em 95% da elipse) e no desvio padrão dos movimentos do COP. No entanto, entre as avaliações durante os intervalos de 5 minutos foi encontrado um aumento inicial na oscilação do COP, seguida por um platô, sendo que as medidas de frequência cardíaca e percepção de esforço continuaram aumentando até o final dos 35 minutos de caminhada. Os autores explicaram estes resultados indicando que apesar da constante exigência da tarefa induzida pela caminhada rápida, o sistema postural foi capaz de compensar rapidamente o efeito da atividade física e se ajustar adequadamente à ela.

Stemplewski e colaboradores (2012) verificaram o efeito de um exercício de intensidade moderada (60% da frequência cardíaca máxima e nível 12 na Escala de Percepção de esforço de Borg de 15 pontos) de pedalar no cicloergômetro em idosos apenas do sexo masculino. Os resultados demonstraram um aumento da velocidade média do COP após o exercício. Assim, corroborando evidências de que o exercício associado com a fadiga causam alterações agudas sobre o controle postural entre homens e mulheres (BELLEW; FENTER, 2006; BIZID et al., 2009; EGERTON; BRAUER; CRESSWELL, 2009a; GRIBBLE; HERTEL, 2004; HARKINS et al., 2005). Portanto, maiores valores de velocidade do COP após o exercício também sugerem um aumento temporário do risco de queda em idosos (PIIRTOLLA; ERA, 2006). Desta forma, a oscilação postural após fadiga induzida pelo exercício pode estar relacionada a uma menor tolerância de esforço dos idosos (STEMPLEWSKI et al., 2012). Por isso, os idosos devem ser cuidadosos imediatamente após a atividade física, mesmo em intensidade moderada (STEMPLEWSKI et al., 2012). Além do mais, o exercício pode gerar estratégias motoras compensatórias no músculos posturais, particularmente dos músculos paravertebrais que apresentam uma maior frequência de envolvimento de antecipação do que os músculos dos membros inferiores após exercício (PAILLARD, 2012).

Em condição não-fadigante indivíduos jovens adotam preferencialmente a estratégia do tornozelo (HORAK; NASHNER, 1986), enquanto os idosos utilizam a estratégia do quadril (HORAK, 2006; WOOLLACOTT; SCHUMWAY-COOK; NASHNER, 1986) durante a manutenção do equilíbrio na postura bípede. A fadiga gerada por um exercício muscular local ou a combinação de vários exercícios locais deteriora o controle postural unipodal e bípede de idosos (BELLEW; FENTER, 2006; EGERTON; BRAUER; CRESSWELL, 2009a; HELBOSTAD et al., 2010). Portanto, as capacidades posturais diminuem com o aumento da idade, em parte, devido a perda de eficiência dos complexos miotendinosos (PAILLARD, 2012). Assim, os idosos utilizam estratégias compensatórias efetivamente como os adultos jovens para preservar o seu equilíbrio após uma tarefa cansativa (BELLEW et al., 2009).

Bellew e colaboradores (2009) observaram que indivíduos jovens na condição unipodal realizam uma flexão do quadril, do joelho e dorsoflexão do tornozelo da perna de apoio, enquanto indivíduos idosos realizam uma flexão do

quadril na mesma magnitude, mas a flexão do joelho e a dorsoflexão do tornozelo foram menores. Esta estratégia do quadril permite aos idosos minimizar os efeitos da fadiga muscular no controle postural, desde que a fadiga não se relacione com a musculatura do quadril (LIN et al., 2009).

Na vida diária, frequentemente os indivíduos ficam em pé em um período prolongado de tempo, ou seja, mais que alguns minutos ficam esperando em uma fila ou até mesmo falando com alguém, este ficar em pé é caracterizado de forma irrestrita e os indivíduos realizam movimentos estratégicos para a manutenção postural. Vários estudos verificaram alteração no controle postural durante e/ou após permanecer em pé por um período prolongado de tempo em adultos jovens e/ou idosos (DUARTE; HARVEY; ZATSIORSKY, 2000; DUARTE; STERNAD, 2008; FREITAS et al., 2005; MADELEINE; VOIGT; ARENDT-NIELSEN, 1998).

Em um estudo de Madeleine, Voigt e Arent- Nielson (1998), os autores manipularam a análise do controle postural depois de permanecer em pé por duas horas manuseando cartas de campanha em condição de tapete macio e tapete rígido e realizaram um teste de contração isométrica voluntária máxima (CIVM) antes e após as duas horas de permanência em pé. Na condição de tapete macio, houve uma redução da atividade postural e dos efeitos subjetivos de dor. Ao passo que, na condição de superfície rígida houve um aumento da atividade eletromiográfica do sóleo, da amplitude do tornozelo, do deslocamento do COP e da percepção de dor muscular. No entanto, ambas as condições de tapete rígido e macio causaram fadiga muscular, com redução geral de desempenho, ou seja, redução da duração do tempo da CIVM, momento máximo e mínimo, declínio da frequência mediana. Os autores explicaram que independente das características do tapete, permanecer em pé gera fadiga muscular. Porém, a superfície rígida sensibiliza o sistema de dor e gera uma hiper-excitabilidade, que pode ser um fator extremamente importante para desenvolver desordens músculos-esqueléticos.

Na análise estrutural do COP realizada no estudo de Duarte e Sternad (2008) também não foram verificadas diferenças entre idosas e adultas jovens. No entanto, durante um período prolongado de 30 minutos em pé as adultas jovens demonstram uma maior amplitude e uma migração do ponto de equilíbrio em comparação as idosas. Este resultados demonstram que as adultas jovens conseguiram explorar melhor toda a área de deslocamento do COP, porém as idosas restringiram a amplitude das alterações posturais, dando indicativo do mau

funcionamento do sistema de controle postural para gerar respostas adequadas às perturbações em escalas de tempo mais longo. Portanto, os resultados forneceram suporte a recomendação de que os idosos não devem permanecer em pé por períodos prolongados. Embora tenha sido observado um aumento da instabilidade no controle postural para ambos os grupos, esta instabilidade pode ter consequências mais sérias para os idosos que já podem apresentar déficits posturais (HORAK; SHUPERT; MIRKA, 1989).

Outro estudo nesta lógica, foi desenvolvido por Duarte, Harvey e Zatisirsky (2000), que também analisou o controle postural durante a permanência em pé por 30 minutos em idosos e adultos jovens. Os autores indicaram que a oclusão arterial nas solas do pés pode ser a causa de aumento na oscilação postural em ambos os grupos. Assim, as alterações nas informações sensoriais, na base de apoio, ou até mesmo fadiga induzida pela realização de atividades físicas pode dificultar o retorno venoso (DUARTE; HARVEY; ZATISIORSKY, 2000). No entanto, os autores apontam que apenas os adultos jovens utilizam uma estratégia de migração do ponto de referencia de oscilação do COP como mecanismo de alívio momentâneo da pressão nas solas dos pés para restaurar a circulação sanguínea e diminuir, assim, a fadiga. Portanto, esta falta de estratégia de migração pode representar um fator de risco para as quedas em idosos (DUARTE, HARVEY; ZATISIORSKY, 2000). Ainda, depois de práticas prolongadas na posição vertical seria necessário um período de recuperação que fosse suficiente para reestabelecer as alterações fisiológicas (DUARTE; HARVEY; ZATISIORSKY; 2000). Logo, realizar uma recuperação, na posição sentada, poderia auxiliar nos ajustes do sistema de controle postural depois da oclusão arterial causada nos pés durante a prática de atividades físicas como o caminhar e permanecer em pé por tempo prolongado. No entanto, ainda é necessário investigar a duração dos efeitos de uma atividade física no controle postural de idosos e adultos jovens. E assim, prescrever um período adequado de descanso pós atividade com o intuito de evitar uma queda.

Freitas e colaboradores (2005) analisaram o efeito de permanecer em pé de forma irrestrita durante 30 minutos. A análise antes e após permanecer em pé demonstrou aumento nos valores de RMS e de velocidade nas duas direções (ântero-posterior e médio-lateral) e de frequência mediana do COP na direção ântero-posterior para ambos os grupos após atividade. Já a análise dos 10 minutos iniciais e dos 10 minutos finais dos 30 minutos de permanência pé demonstrou

aumento na velocidade e na amplitude da duas direções para ambos os grupos nos 10 minutos finas. De forma geral, os resultados demonstraram um aumento na oscilação postural em ambos os grupos. Os autores explicaram este aumento na oscilação postural como consequência da fadiga gerada pelo atividade. E indicaram que embora não tenham encontrado diferenças entre idosos e adultos jovens, estas alterações podem apresentar maior risco de queda em idosos, que já apresentam déficits de equilíbrio devido ao envelhecimento (HORAK; SHUPERT; MIRKA, 1989).

Donath e colaboradores (2013) verificaram o efeito agudo de três testes sobre o controle postural, teste de esforço máximo na caminhada em esteira, teste de submáximo de caminhada (intensidade moderada) e teste controle, 30 minutos deitados em decúbito dorsal em idosos saudáveis e ativos. Os resultados demonstraram mais evidências que o exercício de esforço, máximo ou o submáximo, afetam o controle postural de idosos. Os efeitos pós exercício vem sendo explicados por alterações na função respiratória e otólita, por processos de fadiga central e periférica (DONATH et al., 2013), além do mais, a caminhada leva a alterações nos mecanorreceptores, consequentemente na propriocepção (LEPERS, et al., 1997; RISKOWSKI et al., 2005).

Donath e colaboradores (2013) ainda relataram a importância de garantir aos idosos um período apropriado de descanso pós atividade, afim de evitar quedas. Fox e colaboradores (2008) apresentaram um período de 15 minutos em atletas jovens para recuperação do controle postural para níveis de base pós-exercício. Nardone e colaboradores (1997) apresentaram um período de 10 a 20 minutos para adultos jovens. Assim, esta recomendação de período de descanso pós-atividade se torna ainda mais importante para os idosos que está mais frequentemente em risco de cair.

Estes estudos apresentados anteriormente demonstraram que o exercício físico produz vários efeitos no controle postural. Estes efeitos também demonstraram depender do tipo de exercício, da intensidade do esforço e das informações sensoriais requeridas na tarefa (LEPERS et al. 1997). Todavia, não está claro na literatura quais os efeitos de uma atividade física, tal como caminhar por 30 minutos e permanecer em pé por 30 minutos, possui sobre o controle postural analisado pela oscilação postural (COP em plataforma de força) juntamente com a análise da ativação muscular (EMG) que permitirá identificar se as alterações no controle postural são decorrentes da fadiga muscular, tanto em idosos quanto em

adultos jovens. Ademais, não está claro se a fadiga é a causa das alterações posturais após a realização de uma atividade física. Além do mais, não é consenso a duração dos efeitos específicos destas práticas prolongadas em idosos .

3 MÉTODO

3.1 PARTICIPANTES

As participantes foram selecionadas por conveniência e foram divididas em dois grupos: idosas (GI) e adultas jovens (GA). O GI foi constituído por 23 participantes com idade média de 68 anos ($DP=6$), estatura média de 157cm ($DP=7$), massa corporal média de 68Kg ($DP=13$), média de índice de massa corporal de 27Kg/m² ($DP=4$), classificadas como eutrofias (normal) (LIPSCHITZ, 1994) e integrantes de um programa regular de musculação da UEL. O GA foi composto por 23 participantes com idade média de 24 anos ($DP=4$), estatura média de 164cm ($DP=6$), massa corporal média de 61Kg ($DP=11$), média de índice de massa corporal 22Kg/m² ($DP=3$) classificadas para adultos como normal (WHO, 2000). A inclusão das participantes no estudo respeitou os seguintes critérios:

- a) Não apresentavam problemas de saúde como: pressão arterial alta e baixa sem controle de medicação; problema cardíaco; marca passo; diabete sem controle de medicação; problemas muscular nos membros inferiores; deficiência visual (não videntes que não são corrigidos por lentes); doença neurológica; crises convulsivas, deficiência física, órtese e prótese nos membros inferiores (FREITAS, 2005; Anexo B).
- b) As participantes apresentaram um desempenho da capacidade cardiorrespiratória dentro ou acima dos limites de cada idade de acordo com o teste de caminhada de 6 minutos (ENRIGHT et al., 2003; JONES; RIKLI , 2002) (Apêndice B).
- c) De acordo com o IPAQ curto-*International Physical Activity Questionnaire* (MATSUDO et al., 2001; Anexo E) as participantes apresentaram nível de atividade física entre moderado e alto com frequência absoluta de participantes em cada nível de 13 idosas no nível moderado e 10 idosas no nível alto. E a distribuição das adultas jovens foram 15 no nível moderado e 8 no nível alto.
- d) De acordo com o questionário de BAECKE de atividade física habitual (BAECKE; BUREMA; FRIJTERS, 1982; Anexo C) as adultas jovens apresentaram uma média de escore de 7,9 ($DP=3,3$). O grupo das idosas responderam o questionário BAECKE de atividade física habitual

modificado (VOORRIPS et al., 1991; Anexo D) apresentando uma média de escore 5,3 ($DP=1,5$).

F) Necessariamente, as participantes idosas apresentaram um atestado médico autorizando à prática de atividade física.

G) Antes do início dos testes todos os participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE) (Apêndice A).

Os procedimentos experimentais do estudo foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual de Londrina (Parecer PF nº 263/09, CAAE nº 0205.0.268.000-09, Folha de Rosto nº 306910; Anexo A).

3.2 TAREFA

Para a análise do controle postural foi utilizada a tarefa de permanência em pé (42 segundos) na base de suporte bipodal com os pés afastados, aproximadamente na largura dos ombros e braços estendidos ao longo do corpo (Figura 1).

Figura 1 - Representação da posição das participantes durante a tarefa de análise em vista posterior (painel A) e lateral direita (painel B).



3.3 DELINEAMENTO

O estudo foi realizado em 3 sessões experimentais. Na primeira sessão/dia (1 hora de duração), as participantes entregaram o atestado médico, assinaram o termo de consentimento, responderam a ficha de informação pessoais e os questionários de atividade física, realizaram o teste de 6 minutos de caminhada e, por fim, a familiarização com os procedimentos experimentais do estudo (plataforma de força e EMG).

Na segunda sessão/dia (2 horas de duração) ocorreu a realização do pré-teste (PRE), com três tentativas em posição ortostática (base bipodal com 42 segundos cada tentativa). Em seguida, as participantes caminharam por 30 minutos interrompidos na esteira. Imediatamente ao após o término da caminhada, as participantes realizaram o pós-teste (POS), com os mesmos procedimentos do PRE. Depois, as participantes descansaram por 15 minutos sentadas e, após, realizaram a avaliação do primeiro descanso (D1) (também com os mesmos procedimentos realizados no PRE). Em seguida, as participantes descansaram por mais 15 minutos em posição sentada e, por fim, realizaram a avaliação do segundo descanso (D2), igual aos procedimentos do PRE.

Após um intervalo mínimo de 48 horas da segunda sessão foi realizado a terceira sessão (2 horas de duração), na qual, foi realizado os mesmos procedimentos experimentais da segunda sessão, porém os participantes permaneceram em pé durante 30 minutos.

Quadro 1- Delineamento experimental do estudo

1ª Sessão	Entrevista, teste funcional e familiarização com equipamentos						
2ª Sessão	PRE	Caminhar (30')	POS	Descanso (15')	D1	Descanso (15')	D2
3ª Sessão	PRE	Permanecer pé (30')	POS	Descanso (15')	D1	Descanso (15')	D2

3.4 INSTRUMENTOS

Foi utilizado um questionário de avaliação global com anamnese clínica, hábitos comuns e históricos de quedas (FREITAS, 2005; Anexo B) para atender aos objetivos de triagem do estudo e diagnosticar as características de inclusão das participantes. Para avaliar atividade física habitual das participantes

adultas jovens foi utilizado o questionário BAECKE de atividade física habitual (BAECKE; BUREMA; FRIJTERS, 1982; Anexo C) e para avaliar a atividade física habitual das idosas foi utilizado o questionário BAECKE de atividade física habitual modificado (VOORRIPS et al., 1991; Anexo D). Foi utilizado o IPAQ curto - *International Physical Activity Questionnaire* (MATSUDO et al., 2001; Anexo E) para avaliar o nível de atividades de todas as participantes.

Para avaliar a capacidade cardiorrespiratória das participantes foi utilizado um teste funcional de 6 minutos de caminhada, sendo utilizado como referência os cálculos proposto para a distância prevista (DTP) de Enright e colaboradores (2003) (Equação 1) e a tabela normativa de Jones e Rikli (2002) específica para idosas.

$$\text{Equação 1} - \text{DTP} = 493 + (2,2 \times \text{estatura}) - (0,93 \times \text{massa corporal}) - (5,3 \times \text{idade})$$

Legenda: Estatura em centímetros (cm), massa corporal em quilograma (kg) e idade em anos (frequência absoluta).

Para avaliação cinética do controle postural foi utilizada a plataforma de força AMTI (modelo OR6-7-2000) com dimensões de 464mm (comprimento) x 508mm (largura) x 82.5mm (altura), um amplificador analógico-digital MX Giganet do sistema Vicon e o software Vicon Nexus (v. 1.8). Para a avaliação eletromiográfica do controle postural foi utilizado o EMG Systems da Noraxon, com o amplificador analógico-digital modelo Myosystem 1400A (de oito canais com ganho de 1000, impedância de >100mohm, com modo de rejeição comum de 100db), com pré-amplificadores ativos no cabo (com ganho de 500, impedância de >100mohm, com modo de rejeição comum de 100db), eletrodos de superfície (bipolares passivos com diferencial simples de Ag/ACL (prata/cloreto de prata) com dois cm de distância) e o software myoresearch XP Master Edition (v.1.08.16). O MX Giganet e o software Vicon nexus (v.1.8) realizaram a sincronização automática dos dois equipamentos.

Para a padronização na realização da atividade de caminhar entre os participantes foi utilizada uma esteira ergométrica Multi-Programável da marca INBRAMED (modelo MASTER CI), um monitor cardíaco da marca polar, modelo F5 e a escala de 15 pontos para avaliação da percepção de esforço (BORG, 1982; 2000; Anexo F). Para a realização da atividade de permanecer em pé durante 30 minutos, foi utilizado um vídeo, (Águas do Paraná, Globo Repórter), uma televisão de 29 polegadas da Semp Toshiba, modelo tubo e um DVD Britânia. Para a

realização do período de descanso pós atividade foi utilizada uma cadeira ergonômica com encosto inclinado a 100º em relação ao solo com apoio para os braços.

3.5 PROCEDIMENTOS

As participantes foram convidadas e informadas dos procedimentos e dos objetivos do trabalho. Foi requerida das idosas a apresentação de uma autorização médica para a prática de atividade física. Na primeira sessão, as participantes assinaram o TCLE. Em seguida, foi aplicado os questionários em forma de entrevista e realização do teste de 6 minutos de caminhada e a familiarização com os procedimentos experimentais (eletrodos, esteira, questionários e escala de percepção subjetiva de esforço). Quando os critérios de inclusão do estudo foram atendidos, foram agendadas as sessões seguintes de coleta de dados para cada participante.

Na segunda e na terceira sessões, todos os participantes realizaram a avaliação do controle postural antes e após a prática de atividade física por 30 minutos, caminhada e permanecer em pé, e entre os dois períodos de descanso de 15 minutos pós atividade. A primeira sessão foi realizada no Ginásio Santana nas dependências do Centro de Educação Física e Esporte (CEFE) da Universidade Estadual de Londrina (UEL) e a segunda e terceira sessão foram realizadas no Laboratório GEPEDAM da UEL.

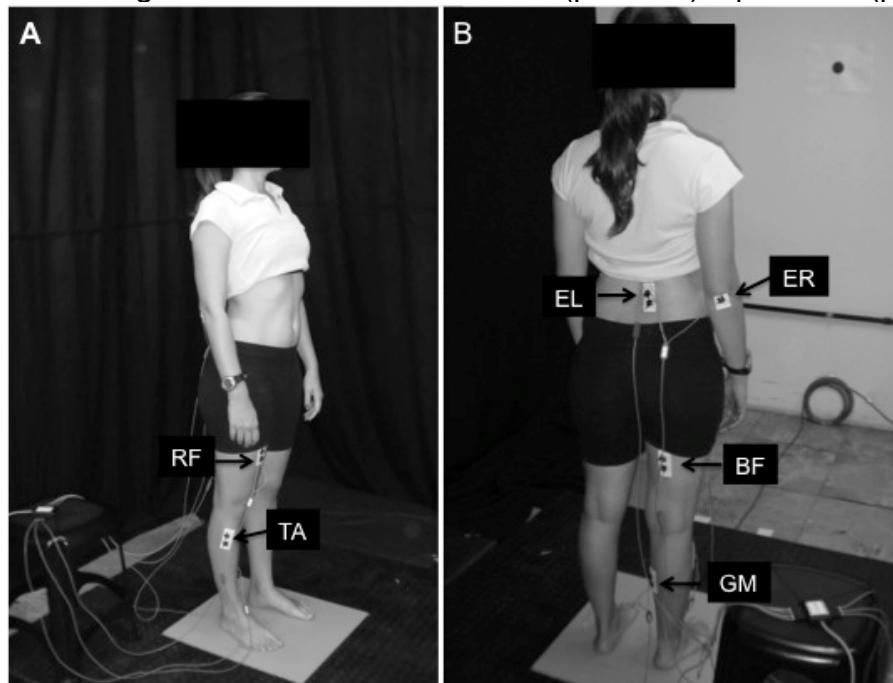
Para a análise eletromiográfica, foram colocados cinco eletrodos de superfície no hemisfério corporal direito das participantes. Os músculos analisados foram: eretor da espinha na região lombar (EL) com localização anatômica a um centímetro de largura média a partir da linha da espinha ilíaca posterior superior ao ponto mais baixo da nervura inferior, ao nível da segunda vértebra lombar (L2); bíceps femoral (BF) com localização anatômica em 50% na linha entre a tuberosidade isquiática e o epicôndilo lateral da tíbia; gastrocnêmio medial (GM) com localização anatômica na protuberância mais proeminente do músculo; tibial anterior (TA) com localização anatômica a 1/3 da linha entre a ponta do perónio e a ponta do maléolo medial e reto femoral (RF) com localização anatômica em 50% na linha da espinha ilíaca anterior superior a parte superior da patela. O eletrodo de referência (ER) foi posicionado sobre o olecrano (Figura 2). O procedimento de colocação dos

eletrodos seguiu as recomendações do SENIAM - *Surface-EMG for the Non Invasive Assessment of Muscle* (FRERIKS et al., 1999). Foi realizada a preparação dos locais dos eletrodos com tricotomia e assepsia com álcool para reduzir a impedância da pele.

Após a colocação dos eletrodos as participantes foram posicionadas sobre a plataforma de força e realizaram três tentativas na posição ortostática na base bipodal com os pés descalços e com os braços estendidos ao longo do corpo para a análise postural do pré-teste. Foram realizadas três tentativas de 42 segundos para cada condição. As participantes foram informadas para ficarem com seu foco visual em um ponto fixo colocado à sua frente na parede (2 m da plataforma de força), na altura dos olhos do participante, durante as tentativas das coletas de dados.

As atividades físicas iniciaram imediatamente depois do pré-teste. Foram realizadas a caminhada e a permanência em pé, durante um período interrumpido de 30 minutos, para cada sessão experimental (em dias diferentes).

Figura 2 - Representação do posicionamento dos eletrodos da análise eletromiográfica em vista frontal direita (painel A) e posterior (painel B).



Legenda: reto femoral (RF), tibial anterior (TA), eretor espinhal na região lombar (EL), eletrodo de referência (ER), bíceps femoral (BF) e gastrocnêmio medial (GM).

A atividade de caminhar (Figura 3) foi realizada em uma esteira com velocidade controlada de acordo com os batimentos cardíacos de cada participante com limites de 60 a 65% dos batimentos máximos. Os batimentos cardíacos máximos foram calculados de acordo Tanaka, Monahan, Seals (2001), por meio da seguinte equação 2:

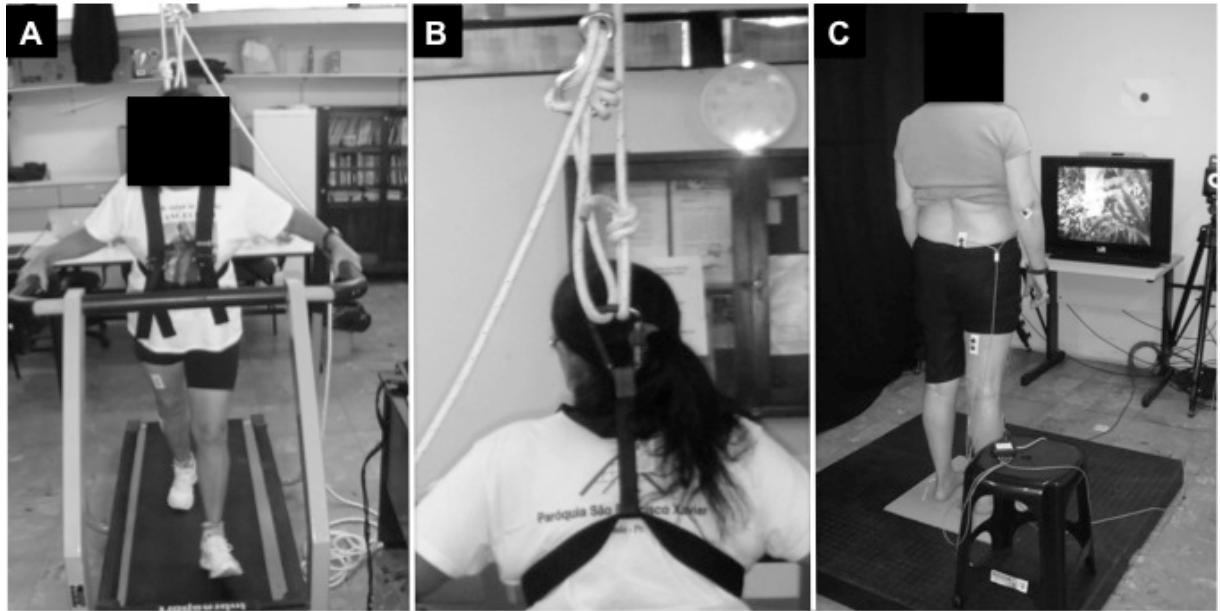
$$\text{Equação 2} - \text{Batimentos cardíacos máximos} = 208 - (0,7 \times \text{Idade})$$

A percepção subjetiva de esforço também foi questionada aos participantes durante a realização da caminhada. Esta percepção foi monitorada para auxiliar no controle da velocidade da esteira. Os batimentos cardíacos e a percepção de esforço subjetiva foram mensuradas a cada 3 minutos para regulação da velocidade da esteira.

A atividade de permanecer em pé (Figura 3) foi realizada sobre a plataforma de força. As participantes foram instruídas a movimentar-se sobre a plataforma como se estivesse em uma fila, restrito apenas pela área da plataforma, permanecendo com seu foco visual no vídeo. Os batimentos cardíacos e a percepção de esforço subjetiva também foram monitoradas durante a atividade de permanecer em pé (mensuradas a cada 5 minutos). Logo após a realização da atividade física (caminhada ou permanecer em pé), as participantes foram novamente avaliadas no pós-teste.

Após o pós-teste as participantes descansaram por um período de 15 minutos sentadas em uma cadeira (Figura 4), depois realizaram a avaliação do descanso 1 (D1) e em seguida, descansaram mais 15 minutos sentadas e por fim, realizaram a última avaliação do descanso 2 (D2).

Figura 3 - Representação da atividade de caminhar e permanecer em pé durante 30 minutos.



Legenda: O painel A representa vista anterior da atividade de caminhar; o painel B a vista posterior do colete de segurança utilizado durante a caminhada na esteira e o painel C a vista posterior da atividade de permanecer em pé, enquanto a participante assistia ao vídeo no televisor.

Figura 4 - Representação do descanso sentado em cadeira ergonômica



3.6 PROCESSAMENTO DE DADOS

Todas as análises dos processamentos de dados foram realizados pelo software *matlab* versão 11.1 (2011a). Os dados da plataforma de força foram adquiridos em uma frequência de 100Hz. A plataforma de força registrou os três

componentes de força (F_x , F_y e F_z) e os três componentes de momento (M_x , M_y , M_z), sendo x , y e z as direções ântero-posterior, médio-lateral e vertical, respectivamente. Estes componentes de forças e momentos foram inicialmente filtrados por um filtro recursivo passa-baixa do tipo *Butterworth* de quarta ordem com frequência de corte de 10Hz e depois foram utilizados para calcular a posição do COP na direção ântero-posterior (copap) (equação 3) e médio-lateral (copml) (equação 4).

$$\text{Equação 3 - } COP_{ap} = (M_y - (zoff \cdot F_x)) / F_z$$

$$\text{Equação 4 - } COP_{ml} = (M_x - (zoff \cdot F_y)) / F_z$$

Sendo o $zoff$ uma constante (-1,632) fornecida pelo fabricante da plataforma (AMTI). Foi retirado a tendência do sinal do COPap e COPml, para, posteriormente, serem retirados os 10 segundos iniciais, em função da acomodação da postura (i.e. Cochin gorduroso) e da adaptação do COP. Os 2 segundos finais dos dados também foram retirados para evitar perda de sinal durante o processamento dos dados e para garantir que as participantes não comprometessem a tentativa devido a uma possível antecipação do término da tarefa condicionada pelo tempo da tarefa realizada nas tentativas anteriores. Deste modo, foram analisados 30 segundos em cada tentativa. Após o cálculo do deslocamento do COP, foi derivada a variável de velocidade do COP. Posteriormente, foram extraídas as variáveis dependentes da plataforma.

Os dados de eletromiografia da ativação muscular foram pré-amplificados pelo cabo e amplificados automaticamente pelo hardware. Os dados foram adquiridos em uma frequência de amostragem de 2000Hz, filtrados por um filtro passa-banda do tipo *Butterworth* de quarta ordem com frequência de corte entre 10Hz e 500 Hz. As tentativas foram de 42 segundos, sendo cortados os 10 segundos iniciais e os 2 segundos finais como padronização com a análise do COP. Em seguida, foi retirada a interferência dos sinais oriundos dos batimentos cardíacos no eretor lombar, por meio de um filtro rejeita banda com frequência de corte entre 60Hz e 100Hz. Foi removido offset dos dados de todos os músculos e em seguida foi extraído a variável dependente “Frequência mediana” por meio do método de

Transformada Rápida de Fourier (*Fast Fourier Transform - FFT*). Depois foi realizado a retificação do sinal, e então calculada a variável dependente *Root Mean Square* (RMS) de todos os músculos. Para a normalização dos valores de RMS foi utilizado o método da média dinâmica/valor médio do sinal de EMG. Devido a característica da tarefa analisada foi utilizado como referência (100%) para normalizar o valor médio do sinal de EMG apenas as 6 tentativas realizadas nos momentos de pré-teste das duas sessões experimentais.

3.7 VARIÁVEIS

As variáveis independentes do estudo foram: grupos etários (idosas x adultas jovens), tipo de atividade física (caminhar x permanecer em pé) e fase de teste (PRE, POS, D1 e D2). As variáveis dependentes analisadas derivadas do COP, considerando as duas direções analisadas (ântero-posterior e médio-ateral, respectivamente ap e ml) foram: a) deslocamento da oscilação total (DOT): soma da distância percorrida resultante dos COPml e COPap a cada amostra (0.01s); b) área (AREA): calculada por meio da elipse formada pelo comportamento do COP que abrange 95% dos dados; c) velocidade média total (VMT): média da somatória das velocidades instantâneas de cada amostra (0,01s). As variáveis derivadas separadamente para as duas direções (ml e ap) foram: a) amplitude (AMPml e AMPap): diferença entre o maior e o menor valor da série temporal do deslocamento; b) *root means square* (RMSml e RMSap): raíz quadrada da média ao quadrado do intervalo de tempo 1 segundo para 100 amostras (Hz); c) desvio padrão (DPml e DPap): cálculo do desvio padrão da série temporal do deslocamento; d) velocidade média (VMml e VMap): média da somatória das velocidades instantâneas de cada amostra (0,01s).

O deslocamento da oscilação total, a velocidade média e a amplitude de deslocamento do COP representam indicadores da estabilidade do sistema, ou seja, de seu equilíbrio. Aumentos na magnitude destas variáveis sugerem um sistema mais instável e com menor equilíbrio, ao passo que, redução na magnitude destas variáveis sugerem maior estabilidade para o sistema. A área estima a dispersão do sinal do COP pelo cálculo da área do estatocinesograma, fornecendo indicativos da base funcional dos participantes.

As variáveis dependentes da análise eletromiográfica utilizadas foram: a) *root means square* (RMS): raíz quadrada da média ao quadrado do intervalo de tempo 1 segundo para 2000 amostras (Hz); e frequência mediana (MED): aplicação do método *Fast Fourier Transformation* (FFT) para depois selecionar a frequência mediana. O RMS é um indicador do nível da ativação muscular de cada músculo, em termos de intensidade. A frequência mediana é indicador de fadiga muscular.

3.8 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Inicialmente, foi calculada a média das três tentativas de cada avaliação do controle postural para todas as condições. Após, foram realizados os teste de normalidade de *Shapiro-Wilk's* ($P<0,05$) e o teste de *Kolmogorov-Sminov* com correção de *Lilliefor* ($P<0,05$) para todas as variáveis analisadas. Como não foram atendidos os pressupostos para realização dos testes paramétricos na maioria das variáveis dependentes analisadas, foi utilizada estatística descritiva e inferencial não-paramétrica.

Como estatística descritiva os dados foram representados por meio de mediana e de intervalo inter-quartis (1º e 3º). A estatística inferencial foi realizada por meio dos testes de *Mann-Whitney* para as comparações entre os grupos (Idosas x Adultas Jovens) e de Anova de *Friedman* para comparação do efeito das condições (Fase/Atividade Física) para o grupo das adultas jovens e das idosas. Quando foi encontrado efeito de Fase/Exercício, foi aplicado o teste de *Wilcoxon*. A significância adotada para as análises estatísticas foi estabelecida em 5% ($P<0,05$). As análises estatísticas foram realizadas no software *Statistica* (v.8.0).

4 RESULTADOS

A análise do controle postural foi realizada por cinética e eletromiografia de superfície, acompanhada pela análise do esforço realizado durante as atividades de permanecer em pé e caminhar. Por conseguinte, a sessão de resultados foi subdividida em três tópicos. Primeiramente foram apresentados os dados descritivos (média e desvio padrão) do esforço das atividades, analisados pelos parâmetros dos batimentos cardíacos e da percepção subjetiva de esforço. Em seguida, foram apresentados os dados cinéticos fornecidos pela plataforma de força, representados pelas variáveis derivadas do COP: deslocamento total do COP (DOT), área com cálculo de 95% da elipse (AREA), velocidade média total (VMT) e as variáveis separadas para direção médio-lateral (ml) e ântero-posterior (ap): amplitude (AMP), *root means square* (RMS), desvio padrão (DP) e velocidade média (VM). E por fim, foram apresentados os dados da análise eletromiográfica fornecidos pelo eletromiógrafo, representados pelas variáveis de frequência mediana (MED) e RMS dos músculos: eretor lombar (EL), reto femoral (RF), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio medial (GM).

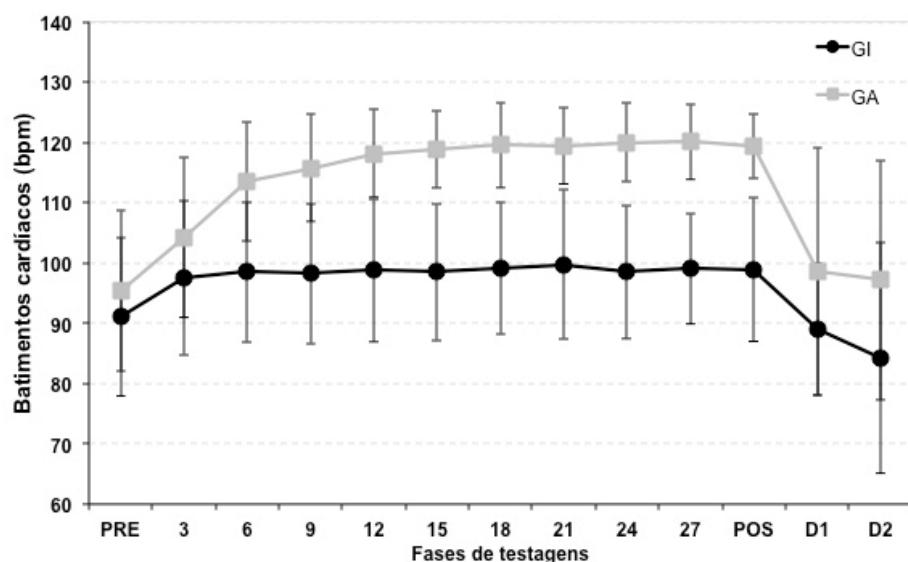
4.1 BATIMENTOS CARDÍACO E PERCEPÇÃO DE ESFORÇO SUBJETIVA DURANTE AS ATIVIDADES

Os dados descritivos (média e desvio padrão) dos batimentos cardíacos das idosas durante a atividade de caminhar (Figura 5) sugerem um aumento durante os 6 primeiros minutos, seguido de um platô, relativamente constante. Nas avaliações do D1 e do D2, os batimentos se aproximaram aos batimentos do pré-teste. Por outro lado, as adultas jovens, aparentemente, aumentaram apenas nos 3 primeiros minutos, seguido também de um platô, relativamente constante até o pós-teste. Nas avaliações do D1 e D2 os batimentos pareceram menores que o pré-teste.

A análise descritiva do comportamento dos dados da percepção de esforço (Figura 6) sugere um aumento nos escores de percepção até os 12 minutos de atividade de caminhar. Os batimentos cardíacos estariam estabilizados, e os escores de percepção continuariam aumentando em ambos os grupos. Após os 12 minutos os escores de percepção se mantiveram constantes até o pós-teste,

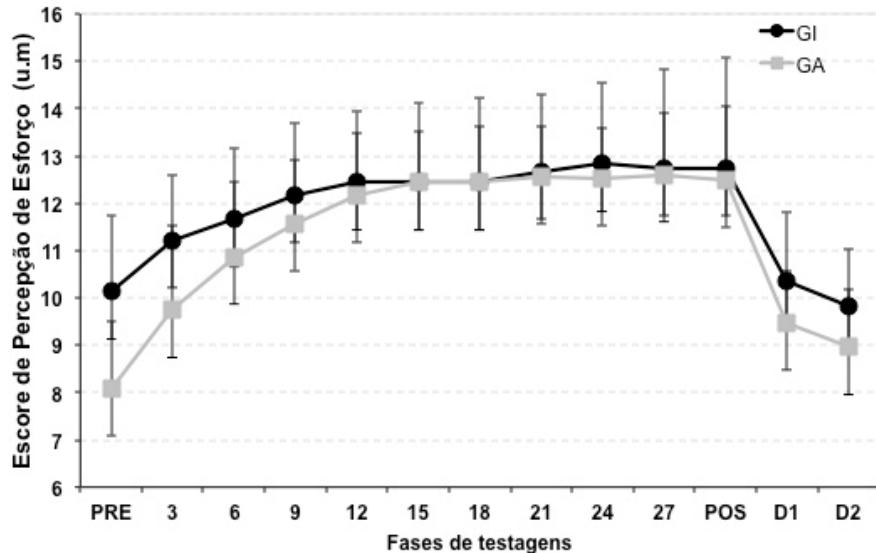
seguidos de uma aparente redução tanto em D1 quanto em D2, em ambos os grupos. Porém, os dados das idosas sugerem escores nos períodos de descanso próximos ao pré-teste. As adultas jovens, por outro lado, embora tenham aparentemente reduzido os escores após o pós-teste, não apresentaram menores escores em comparação ao pré-teste.

Figura 5 - Comportamento dos batimentos cardíacos (média e desvio padrão), em idosas (GI) e adultas jovens (GA), durante a realização da atividade de caminhar



Legenda: PRE → pré-teste; POS → pós-teste; D1 → descanso 1; D2 → descanso 2; e, os números indicam os intervalos das mensurações realizadas durante as atividades em minutos (3, 6, 9, 12, 15, 18, 21, 24, 27).

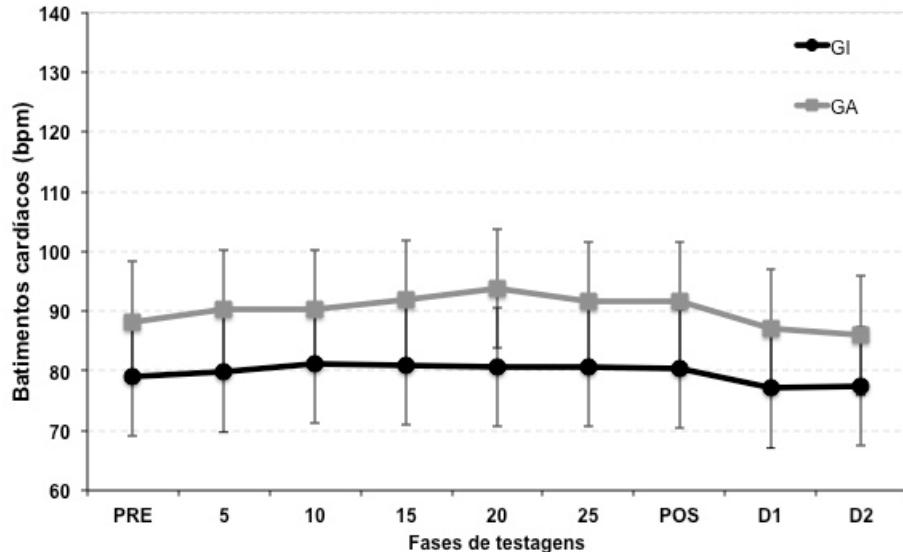
Figura 6 - Comportamento dos escores de percepção subjetiva de esforço (média e desvio padrão), em idosas (GI) e adultas jovens (GA), durante a realização da atividade de caminhar



Legenda: PRE → pré-teste; POS → pós-teste; D1 → descanso 1; D2 → descanso 2; e, os números indicam os intervalos das mensurações realizadas durante as atividades em minutos (3, 6, 9, 12, 15, 18, 21, 24, 27).

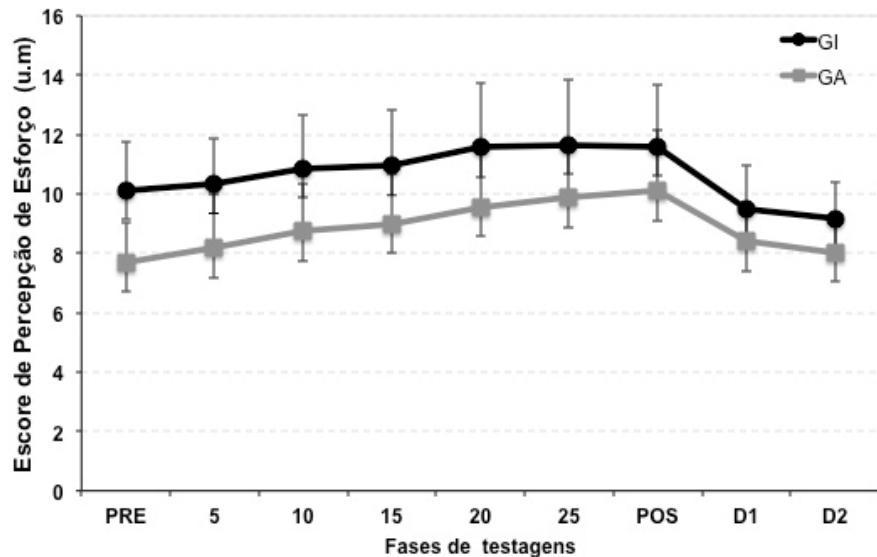
A média e o desvio padrão da frequência cardíaca durante a atividade de permanecer em pé (Figura 7) permaneceu relativamente constante durante todos os períodos de avaliação em ambos os grupos. No entanto, a percepção subjetiva de esforço (Figura 8) sugere um pequeno aumento progressivo durante todo o período da atividade de permanecer em pé. E, durante os descanso, a percepção subjetiva de esforço voltou ao valores próximos ao pré-teste em ambos os grupos. Embora, os dois grupos aparentem possuir o mesmo comportamento, os escore pareceram ser maiores nas idosas.

Figura 7 - Comportamento dos batimentos cardíacos (média e desvio padrão), em idosas (GI) e adultas jovens (GA), durante a realização da atividade de permanecer em pé



Legenda: PRE → pré-teste; POS → pós-teste; D1 → descanso 1; D2 → descanso 2; e, os números indicam os intervalos das mensurações realizadas durante as atividades em minutos (5, 10, 15, 20, 25).

Figura 8 - Comportamento dos escores de percepção subjetiva de esforço (média e desvio padrão), em idosas (GI) e adultas jovens (GA), durante a realização da atividade de permanecer em pé



Legenda: PRE → pré-teste; POS → pós-teste; D1 → descanso 1; D2 → descanso 2; e, os números indicam os intervalos das mensurações realizadas durante as atividades em minutos (5, 10, 15, 20, 25).

4.2 RESULTADOS DAS VARIÁVEIS CINÉTICAS

A DOT não apresentou diferença entre as idosas (GI) e as adultas jovens (GA) nas condições analisadas ($Z \leq 0,76$; $P \geq 0,24$). O GI apresentou diferença entre as condições ($\chi^2_{23,7} = 17,64$; $P = 0,01$), demonstrando maior deslocamento no D2/CA em comparação ao PRE/CA ($P < 0,05$), no POS/PE e D1/PE em relação ao PRE/PE ($P < 0,05$) e no POS/CA quando comparado ao POS/PE ($P = 0,02$). O grupo GA apresentou diferença entre as condições ($\chi^2_{23,7} = 16,96$; $P = 0,02$), com maior deslocamento no POS/PE em comparação ao PRE/PE, D1/PE e D2/PE ($P < 0,05$) (Tabela 2).

A AREA também não apresentou diferença entre GI e GA nas condições ($Z \leq 1,66$; $P \geq 0,09$). No entanto, as idosas apresentaram diferença entre as condições ($\chi^2_{23,7} = 24,65$; $P = 0,01$), demonstrando maior área no D2/CA em comparação ao PRE/CA ($P < 0,05$), maior área no POS/PE e D1/PE em relação ao PRE/PE ($P < 0,05$) e no POS/CA quando comparado ao POS/PE ($P = 0,04$). As adultas jovens também apresentaram diferença entre as condições ($\chi^2_{23,7} = 22,12$; $P = 0,002$), demonstrando maior área no POS/CA em comparação ao PRE/CA ($P < 0,05$) e no POS/PE em relação ao PRE/PE, D1/PE e D2/PE ($P < 0,05$) (Tabela 2).

A VMT, por outro lado, demonstrou um comportamento diferente do DOT e da AREA, apresentando diferença entre GI e GA em todas as condições ($Z \geq 2,43$; $P \leq 0,02$), sendo que as idosas apresentaram maior velocidade média total em comparação às adultas jovens. O GI não apresentou diferença entre as condições ($\chi^2_{23,7} = 4,68$; $P = 0,70$). No entanto, o GA apresentou diferença entre as condições ($\chi^2_{23,7} = 14,28$; $P = 0,047$), com maiores VMT no POS/CA em comparação ao D1/CA ($P < 0,05$) e no POS/PE em relação ao D1/PE e D2/PE ($P < 0,05$) (Tabela 2).

A AMPml não apresentou diferença entre o GI e o GA nas condições experimentais analisadas ($Z \leq 1,64$; $P \geq 0,10$). As idosas apresentaram diferença entre as condições ($\chi^2_{23,7} = 19,49$; $P = 0,01$), demonstrando maior amplitude médio-lateral no POS/CA em comparação ao PRE/CA ($P < 0,05$) e no POS/PE em relação ao PRE/PE, D1/PE e D2/PE ($P < 0,05$). Também foram encontradas maiores amplitudes no PRE/PE em comparação ao PRE/CA e no POS/PE em relação ao POS/CA nas idosas ($P < 0,05$). As adultas jovens também apresentaram diferença entre as condições ($\chi^2_{23,7} = 18,42$; $P = 0,01$), demonstrando maior amplitude médio-lateral no

POS/CA e no D1/CA em comparação ao PRE/CA ($P<0,05$) e no POS/PE em relação ao PRE/PE, D1/PE e D2/PE ($P<0,05$) (Tabela 3).

O GI apresentou maior RMSml em comparação ao GA no PRE/CA ($Z=2,05$; $P=0,04$). O GI também demonstrou diferenças entre as condições ($\chi^2_{23,7}=22,13$; $P=0,002$), no qual, maior RMSml foi encontrado no POS/CA e no D2/C em comparação ao PRE/CA ($P<0,05$) e no POS/PE em relação ao PRE/PE, D1/PE e D2/PE ($P<0,05$). Também foram encontrados maior RMS no POS/PE em comparação ao POS/CA nas idosas ($P<0,05$). As adultas jovens apresentaram diferença entre as condições ($\chi^2_{23,7}=32,43$; $P=0,0003$), com maior RMSml no POS/CA, D1/CA e D2/CA em relação ao PRE/CA ($P<0,05$) e no POS/PE quando comparado ao PRE/PE, D1/PE e D2/PE ($P<0,05$). As adultas jovens apresentaram ainda maior RMS no PRE/PE em comparação ao PRE/CA e no POS/PE em comparação ao POS/CA ($P<0,05$) (Tabela 3).

Tabela 1- Mediana e intervalos do 1º quartil e do 3º quartil (entre parênteses) do deslocamento total do COP (DOT), área do COP e velocidade total do COP (VMT), para os grupos de idosas (GI) e adultas jovens (GA), nas atividades de caminhar (CA) e de permanecer em pé (PE), nas fases de teste analisadas (PRE, POS, D1 e D2)

	Fases			
	Pré-teste (PRE)	Pós-teste (PÓS)	Descanso 1 (D1)	Descanso 2 (D2)
DOT (mm)				
GI Caminhar	8012,5 ^d (7612,1-9203,2)	8389,9* (7569,3-8995,3)	8182,9 (7661,4-1030,0)	8817,3 ^a (7197,0-11314,8)
GI Permanecer em pé	8479,4 ^{bc} (7530,6-9674,2)	9267,6* ^a (8489,6-10276,2)	8920,7 ^a (7793,7-10048,6)	8620,6 (7874,5-10970,2)
GA Caminhar	7887,6 (6615,2-9542,4)	8516,3 (6293,6-11482,8)	8901,4 (7248,8-12011,3)	8081,4 (6615,3-11094,3)
GA Permanecer em pé	8107,0 ^b (6708,0-10126,0)	9952,9 ^{acd} (8701,9-11529,1)	9179,9 ^b (6978,9-10587,2)	8863,5 ^b (7348,8-10103,0)
AREA (mm²)				
GI Caminhar	52,1 ^d (42,3-69,2)	59,9* (43,9-85,1)	57,1 (43,6-90,3)	61,7 ^a (44,78-103,53)
GI Permanecer em pé	65,5 ^{bc} (43,6-81,7)	73,1* ^a (61,6-112,7)	68,3 ^a (53,6-96,8)	67,2 (55,6-86,3)
GA Caminhar	49,4 ^b (32,2-69,2)	59,4 ^a (30,9-109,8)	56,4 (34,8-112,5)	50,3 (31,6-87,1)
GA Permanecer em pé	50,6 ^b (34,1-84,9)	94,0 ^{acd} (51,2-124,5)	58,8 ^b (39,5-84,7)	50,7 ^b (34,5-93,6)
VMT (mm/s)				
GI Caminhar	7,8 ² (6,9-9,1)	7,9 ² (6,6-8,6)	8,0 ² (6,5-8,7)	8,2 ² (6,1-9,2)
GI Permanecer em pé	8,1 ² (6,3-9,0)	7,5 ² (6,8-10,1)	7,7 ² (6,3-9,3)	7,6 ² (6,1-8,9)
GA Caminhar	6,0 ¹ (5,7-7,1)	6,5 ^{1c} (6,2-7,1)	6,0 ^{1b} (5,5-6,7)	5,8 ¹ (5,5-6,8)
GA Permanecer em pé	6,2 ¹ (5,7-7,0)	6,4 ^{1cd} (5,6-7,4)	6,0 ^{1b} (5,6-6,9)	6,0 ^{1b} (5,5-6,6)

Legenda: diferença ($P<0,05$) entre os grupos na mesma condição (GI¹; GA²); *diferença ($P<0,05$) entre caminhada (CA) e ficar em pé (PE) para a mesma fase e grupo; diferença ($P<0,05$) entre as fases, dentro do mesmo grupo (GI ou GA), em relação ao ^apre, ^bpos, ^cd1 e ^dd2.

Tabela 2- Mediana e intervalos do 1º quartil e do 3º quartil (entre parênteses) da amplitude (AMPml), root means square (RMSml), desvio padrão (DPml) e velocidade média (VMml) na direção médio-lateral para os grupos de idosas (GI) e de adultas jovens (GA), as atividades de caminhar (CA) e de permanecer em pé (PE), nas fases de teste analisadas (PRE, POS, D1 e D2)

	Fases			
	Pré-teste (PRE)	Pós-teste (POS)	Descanso 1 (D1)	Descanso 2 (D2)
AMPml (mm)				
GI Caminhar	5,7* ^b (4,7-6,7)	5,8* ^a (5,1-8,4)	6,2 (4,6-7,6)	6,3 (4,9-7,8)
GI Permanecer em pé	6,7* ^b (4,7-7,9)	6,9* ^{acd} (6,6-10,1)	6,3 ^b (5,2-8,7)	6,6 ^b (5,2-8,3)
GA Caminhar	5,0 ^{bc} (4,1-6,1)	6,0 ^a (4,5-7,1)	5,6 ^a (4,5-7,7)	5,3 (4,1-6,6)
GA Permanecer em pé	5,4 ^b (4,5-6,1)	8,0 ^{acd} (5,4-9,5)	5,1 ^b (4,4-7,9)	5,4 ^b (4,0-8,7)
RMSml (mm)				
GI Caminhar	1,06 ^{2bc} (0,83-1,31)	1,09* ^a (0,92-1,79)	1,17 ^a (0,89-1,35)	1,18 (0,87-1,61)
GI Permanecer em pé	1,14 ^{bcd} (0,93-1,53)	1,46* ^a (1,09-1,81)	1,18 ^a (1,02-1,65)	1,27 ^a (0,94-1,54)
GA Caminhar	0,87 ^{1,bcd} (0,64-1,05)	0,99* ^a (0,79-1,47)	0,96 ^a (0,74-1,42)	1,04 ^a (0,72-1,20)
GA Permanecer em pé	0,95* ^b (0,72-1,20)	1,43* ^{acd} (0,92-1,88)	0,91 ^b (0,81-1,41)	0,97 ^b (0,71-1,43)
DPml (mm)				
GI Caminhar	1,0 ^{bd} (0,8-1,3)	1,1* ^a (0,9-1,7)	1,2 (0,9-1,3)	1,2 ^a (0,9-1,6)
GI Permanecer em pé	1,1 ^b (0,9-1,5)	1,4* ^{acd} (1,1-1,8)	1,2 ^b (1,0-1,6)	1,2 ^b (0,9-1,5)
GA Caminhar	0,87* ^b (0,6-1,0)	1,0* ^{acd} (0,8-1,4)	1,0 ^b (0,7-1,4)	1,0 ^b (0,7-1,2)
GA Permanecer em pé	0,94* ^b (0,7-1,2)	1,4* ^{acd} (0,9-1,8)	0,9 ^b (0,8-1,3)	0,9 ^b (0,7-1,4)
VMml (mm/s)				
GI Caminhar	3,1 (2,9-3,6)	3,3 (2,8-3,6)	3,3 (2,5-3,5)	3,0 (2,5-3,6)
GI Permanecer em pé	3,2 (2,5-3,6)	2,9 (2,5-4,0)	3,0 (2,4-3,6)	3,2 (2,6-3,4)
GA Caminhar	2,9 (2,6-3,3)	3,1 (2,6-3,6)	3,0 (2,7-3,2)	2,8 (2,5-3,3)
GA Permanecer em pé	2,9 (2,7-3,5)	2,9 (2,6-3,6)	2,8 (2,4-3,2)	2,8 (2,4-3,4)

Legenda: diferença ($P<0,05$) entre os grupos na mesma condição (GI¹; GA²); *diferença ($P<0,05$) entre caminhada (CA) e permanecer em pé (PE) para a mesma fase e grupo; diferença ($P<0,05$) entre as fases, dentro do mesmo grupo (GI ou GA), em relação ao ^apre, ^bpos, ^cd1 e ^dd2.

O DPml não apresentou diferença entre GI e GA nas condições ($Z\leq 1,94$; $P\geq 0,06$). As idosas apresentaram diferença entre as condições ($\chi^2_{23,7}=22,10$; $P=0,002$), demonstrando maiores desvios no POS/CA e no D2/CA em

comparação ao PRE/CA ($P<0,05$) e no POS/PE em relação ao PRE/PE, D1/PE e D2/PE ($P<0,05$). Também foram verificados maiores desvios no POS/PE em comparação ao POS/CA para as idosas ($P<0,05$). As adultas jovens apresentaram diferença entre as condições ($\chi^2_{(23,7)}=31,62$; $P=0,0005$), com maiores desvios no POS/CA, D1/CA e D2/CA em comparação ao PRE/CA ($P<0,05$) e no POS/PE em relação ao PRE/PE, D1/PE e D2/PE ($P<0,05$). As adultas jovens também demonstraram maiores desvios no PRE/PE em comparação ao PRE/CA e no POS/PE em relação ao POS/CA ($P<0,05$) (Tabela 3).

Não foram encontradas diferenças entre GI e GA nas condições experimentais para VMml ($Z\leq1,13$; $P\geq0,26$), AMPap ($Z\leq1,66$; $P\geq0,10$), RMSap ($Z\leq0,52$; $P\geq0,17$), DPap ($Z\leq0,60$; $P\geq0,20$). Não foram verificadas diferenças entre as condições nas idosas para VMml ($\chi^2_{23,7}=11,55$; $P=0,12$), AMPap ($\chi^2_{23,7}=10,01$; $P=0,19$), RMSap ($\chi^2_{23,7}=12,98$; $P=0,07$) e DPap ($\chi^2_{23,7}=11,33$; $P=0,12$) e para as adultas jovens na VMml ($\chi^2_{23,7}=11,28$; $P=0,13$), AMPap ($\chi^2_{23,7}=10,64$; $P=0,16$), RMSap ($\chi^2_{23,7}=9,42$; $P=0,22$) e DPap ($\chi^2_{23,7}=10,17$; $P=0,18$). No entanto, as idosas apresentaram maiores velocidades na direção ântero-posterior (VMap) em comparação às adultas jovens em todas as condições ($Z\geq3,13$; $P\leq0,002$). As idosas não apresentaram diferença em todas as condições ($\chi^2_{23,7}=2,61$; $P=0,91$). Porém, as adultas jovens apresentaram diferença entre as condições ($\chi^2_{23,7}=20,84$; $P=0,004$), com maiores velocidades no POS/CA em comparação ao PRE/CA, D1/CA e D2/CA ($P<0,05$) e no POS/PE em relação ao D1/PE e D2/PE ($P<0,05$) (Tabela 4).

Tabela 3 - Mediana e intervalos do 1º quartil e do 3º quartil (entre parênteses) da amplitude (AMPap), root means square (RMSap), desvio padrão (DPap) e velocidade média (VMap) na direção ântero-posterior para os grupos de idosas (GI) e de adultas jovens (GA), as atividades de caminhar (CA) e de permanecer em pé (PE), nas fases de teste analisadas (PRE, POS, D1 e D2)

	Fases			
	Pré-teste (PRE)	Pós-teste (POS)	Descanso1 (D1)	Descanso2 (D2)
AMPap (mm)				
GI Caminhar	15,9 (13,7-17,4)	15,4 (13,3-16,8)	15,0 (13,9-19,7)	17,4 (13,1-19,7)
GI Permanecer em pé	15,3 (13,9-17,7)	15,7 (15,1-17,5)	15,9 (14,3-19,1)	16,2 (14,2-18,7)
GA Caminhar	13,8 (12,3-16,7)	15,9 (12,1-19,6)	14,9 (11,4-19,2)	13,5 (11,6-18,8)
GA Permanecer em pé	14,9 (11,3-17,9)	16,3 (14,6-18,9)	15,5 (12,8-18,0)	15,4 (13,6-17,4)
RMSap (mm)				
GI Caminhar	3,2 (2,8-3,4)	3,1 (2,7-3,3)	3,0 (2,7-3,5)	3,1 (2,6-4,3)
GI Permanecer em pé	3,0 (2,8-3,4)	3,2 (2,9-3,6)	3,3 (2,9-3,8)	3,1 (2,8-3,9)
GA Caminhar	2,9 (2,5-3,6)	3,1 (2,4-4,3)	2,9 (2,4-4,2)	3,0 (2,4-4,1)
GA Permanecer em pé	3,1 (2,5-4,0)	3,6 (3,0-4,0)	3,2 (2,6-3,9)	3,4 (2,7-3,7)
DPap (mm)				
GI Caminhar	3,1 (2,8-3,3)	3,1 (2,7-3,3)	3,0 (2,7-3,4)	3,1 (2,6-4,2)
GI Permanecer em pé	2,9 (2,7-3,3)	3,1 (2,9-3,5)	3,3 (2,8-3,8)	3,0 (2,8-3,8)
GA Caminhar	2,7 (2,4-3,5)	3,0 (2,4-4,2)	2,8 (2,4-4,1)	2,9 (2,3-4,0)
GA Permanecer em pé	3,0 (2,5-3,9)	3,5 (3,0-4,0)	3,1 (2,6-3,8)	3,3 (2,6-3,7)
VMap (mm/s)				
GI Caminhar	6,3 ² (5,6-7,7)	6,7 ² (5,4-7,3)	6,7 ² (5,3-7,3)	7,1 ² (5,0-7,9)
GI Permanecer em pé	6,8 ² (5,3-7,5)	6,3 ² (5,8-8,3)	6,5 ² (5,4-7,7)	6,2 ² (5,1-7,5)
GA Caminhar	4,7 ^{1b} (4,1-5,2)	5,2 ^{1acd} (4,7-5,7)	4,7 ^{1b} (4,1-5,3)	4,6 ^{1b} (4,2-5,2)
GA Permanecer em pé	5,0 ¹ (4,5-5,6)	5,4 ^{1cd} (4,2-5,9)	4,8 ^{1b} (4,3-5,4)	4,5 ^{1b} (4,1-5,1)

Legenda: diferença ($P<0,05$) entre os grupos na mesma condição (GI¹; GA²); *diferença ($P<0,05$) entre caminhada (CA) e permanecer em pé (PE) para a mesma fase e grupo; diferença ($P<0,05$) entre as fases, dentro do mesmo grupo (GI ou GA), em relação ao ^apre, ^bpos, ^cd1 e ^dd2.

Figura 9 - Comportamento do COP durante uma tentativa de 30 segundos na sessão experimental de caminhada (CA), em todas as fases analisadas (PRE, POS, D1 e D2) de uma adulta jovem e uma idosa

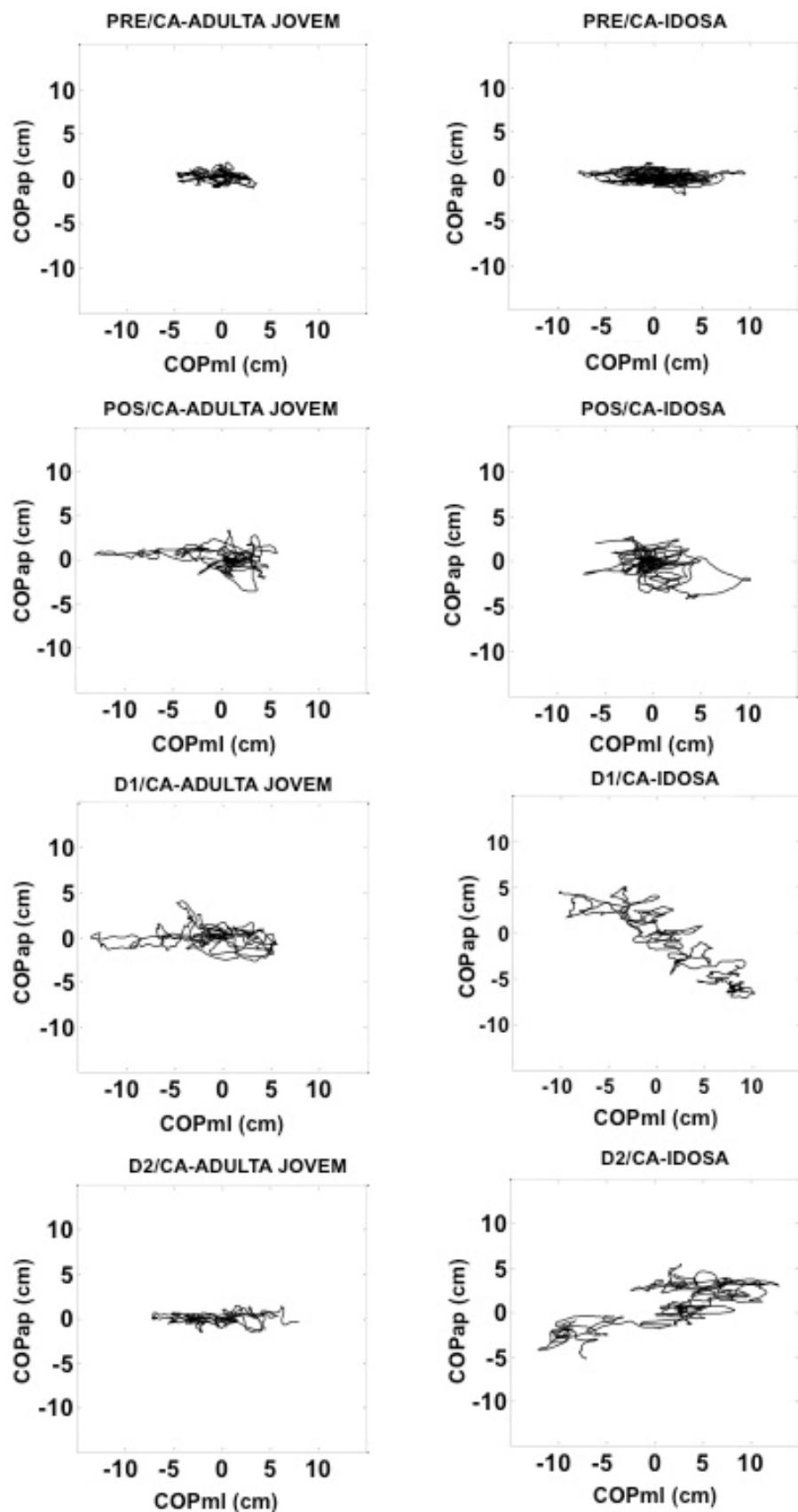
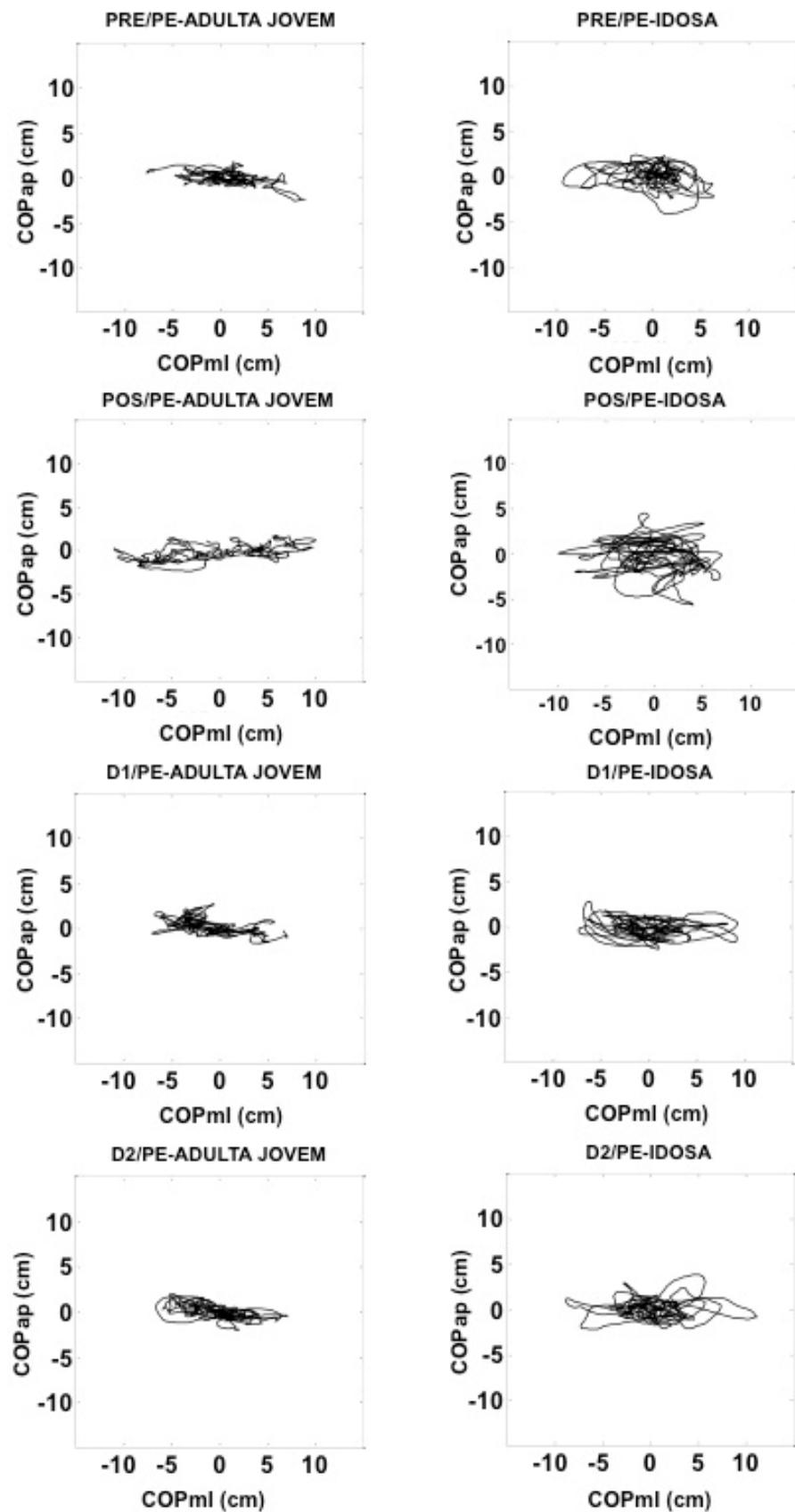


Figura 10 - Comportamento do COP durante uma tentativa de 30 segundos na sessão experimental de ficar em pé (PE), em todas as fases analisadas (PRE, POS, D1 e D2) de uma adulta jovem e uma idosa



4.3 RESULTADOS DA ANÁLISE ELETROMIOGRÁFICA

Não foi encontrado diferença entre GI e GA em todas as condições na MED/EL ($Z \leq 0,71$; $P \geq 0,29$). As idosas também não apresentaram diferença entre as condições na MED/EL ($\chi^2_{23,7} = 9,14$; $P = 0,24$). No entanto, as adultas jovens apresentaram diferença na MED/EL ($\chi^2_{23,7} = 14,87$; $P = 0,04$), com maiores frequências no PRE/PE em comparação ao POS/PE ($Z = 2,16$; $P = 0,03$). As idosas apresentaram maiores frequências em comparação às adultas jovens, na MED/GM no D1/CA ($Z = 2,65$; $P = 0,01$) e no D1/PE ($Z = 2,13$; $P = 0,03$). Também foi encontrado efeito de fase/exercício para o GI ($\chi^2_{23,7} = 31,63$; $P < 0,001$), com maiores frequências no PRE/CA e no D1/CA em comparação ao POS/CA ($P < 0,05$); no D1/CA em relação ao D2/CA ($P < 0,05$); no PRE/PE, D1/PE e D2/PE em comparação ao POS/PE ($P < 0,05$); e, no D2/PE em relação ao PRE/PE ($P < 0,05$). Porém, as adultas jovens não apresentaram diferenças entre as condições analisadas ($\chi^2_{23,7} = 11,92$; $P = 0,10$) (Tabela 5).

A MED/RF apenas não apresentou diferença entre GI e GA na condição POS/CA ($Z = -1,68$; $P = 0,09$). Assim, nas demais condições o GA apresentou maiores frequências em comparação ao GI ($Z \geq -2,12$; $P \leq 0,03$). Porém, não foram encontradas diferenças nas idosas ($\chi^2_{23,7} = 6,58$; $P = 0,47$) e nas adultas jovens ($\chi^2_{23,7} = 8,43$; $P = 0,29$) nas condições (fase/exercício) analisadas para a MED/RF. Não houve diferenças entre os GI e GA na MED/BF ($Z \leq 1,61$; $P \geq 0,11$) e MED/TA ($Z \leq 1,48$; $P \geq 0,06$) em todas as condições. As idosas e as adultas jovens também não apresentaram diferença entre as condições MED/BF ($\chi^2_{23,7} = 4,16$; $P = 0,76$); ($\chi^2_{23,7} = 2,88$; $P = 0,89$) e MED/TA ($\chi^2_{23,7} = 3,97$; $P = 0,78$); ($\chi^2_{23,7} = 9,33$; $P = 0,22$) respectivamente (Tabela 5).

Tabela 4 - Mediana e intervalos do 1º quartil e do 3º quartil (entre parênteses) da frequência mediana (MED) dos músculos eretor lombar (EL), bíceps femoral (BF), reto femoral (RF), gastrocnêmio medial (GM), tibial anterior (TA) para os grupos de idosas (GI) e adultas jovens (GA), as atividade de caminhar (CA) e permanecer em pé (PE) nas fases de testes analisadas (PRE, POS, D1 e D2)

	Fases			
	Pré-teste (PRE)	Pós-teste (POS)	Descanso 1 (D1)	Descanso 2 (D2)
MED/EL (Hz)				
GI Caminhar	86,59 (30,35-146,94)	39,78 (27,66-122,89)	112,02 (29,69-173,48)	65,09 (29,94-142,00)
GI Permanecer em pé	36,06 (24,58-140,62)	30,23 (22,58-126,58)	47,61 (25,08-142,48)	35,10 (25,06-124,78)
GA Caminhar	96,66 (26,54-155,40)	40,29 (25,61-121,51)	59,40 (28,93-133,14)	70,35 (28,72-146,31)
GA Permanecer em pé	147,52 ^b (28,11-372,13)	108,42 ^a (28,15-355,94)	97,81 (27,21-355,35)	108,53 (31,03-349,93)
MED/BF (Hz)				
GI Caminhar	148,25 (116,97-194,36)	145,61 (82,27-402,34)	165,13 (125,20-385,70)	171,14 (123,50-337,27)
GI Permanecer em pé	155,73 (119,51-255,76)	147,24 (117,26-188,27)	150,52 (127,13-195,41)	143,32 (121,61-228,79)
GA Caminhar	128,49 (107,26-224,09)	197,19 (104,28-323,14)	168,00 (107,26-259,27)	134,51 (103,18-175,19)
GA Permanecer em pé	129,33 (105,25-168,42)	121,81 (94,12-338,78)	127,22 (110,25-191,36)	136,29 (103,51-186,02)
MED/RF (Hz)				
GI Caminhar	98,08 ² (83,29-119,00)	90,24 (59,10-142,06)	93,39 ² (76,30-124,88)	99,44 ² (80,26-138,36)
GI Permanecer em pé	95,53 ² (76,45-115,92)	119,90 ² (92,36-130,95)	108,00 ² (90,85-119,95)	102,97 ² (77,98-121,407)
GA Caminhar	127,91 ¹ (102,76-224,18)	167,37 (82,14-278,70)	182,72 ¹ (85,20-299,75)	154,97 ¹ (130,94-310,14)
GA Permanecer em pé	171,06 ¹ (109,02-232,26)	169,46 ¹ (122,12-197,62)	171,81 ¹ (119,88-237,88)	131,88 ¹ (85,50-215,05)
MED/GM (Hz)				
GI Caminhar	113,97 ^b (90,24-137,93)	99,62 ^{ac} (85,40-116,35)	110,62 ^{2bd} (92,98-124,38)	96,48 ^c (85,65-129,05)
GI Permanecer em pé	111,53 ^{bd} (88,13-139,17)	94,08 ^{acd} (82,02-111,68)	112,24 ^{2b} (92,13-126,17)	113,60 ^{ba} (87,48-136,06)
GA Caminhar	90,73 (74,85-119,48)	87,86 (63,01-104,93)	87,77 ¹ (70,91-107,14)	90,20 (79,22-98,35)
GA Permanecer em pé	97,55 (84,31-115,67)	91,86 (79,59-103,71)	93,31 ¹ (80,92-101,23)	91,57 (82,69-106,01)
MED/TA (Hz)				
GI Caminhar	110,02 (91,54-120,34)	127,84 (83,94-270,02)	113,84 (102,12-137,02)	116,33 (98,65-145,62)
GI Permanecer em pé	126,68 (103,62-154,26)	115,15 (103,48-153,64)	120,06 (107,85-156,98)	110,62 (100,84-140,69)
GA Caminhar	151,62 (114,78-227,44)	134,77 (73,03-224,75)	130,39 (99,12-245,62)	115,35 (102,08-262,83)
GA Permanecer em pé	129,06 (95,87-178,65)	110,88 (92,72-160,03)	103,61 (84,91-116,25)	124,24 (83,33-158,92)

Legenda: diferença ($P<0,05$) entre os grupos na mesma condição (GI¹; GA²); *diferença ($P<0,05$) entre caminhada (CA) e permanecer em pé (PE) para a mesma fase e grupo; diferença ($P<0,05$) entre as fases, dentro do mesmo grupo (GI ou GA), em relação ao ^apre, ^bpos, ^cd1 e ^dd2.

Não foi encontrada diferença entre o GI e GA no RMS/RF ($P>0,05$).

O GI também não apresentou diferença em todas condições analisadas para o RMS/RF ($\chi^2_{23,7}=6,72$; $P=0,46$). Apenas o GA apresentou diferença no RMS/RF entre as condições analisadas ($\chi^2_{23,7}=14,64$; $P=0,04$), no qual, foi verificado maior RMS/RF no POS/CA em comparação ao PRE/CA e D2/CA ($P<0,05$); no D1/CA em relação ao D2/CA ($P<0,05$); e, no POS/PE em comparação ao D2/PE ($P<0,05$) (Tabela 6).

O RMS/TA não apresentou diferença entre GI e GA em todas condições analisadas ($Z\leq0,91$; $P\geq0,28$). Por outro lado, houve efeito de fase/exercício no GI ($\chi^2_{23,7}=26,84$; $P=0,0004$), que demonstrou maior RMS/TA no D1/PE em comparação ao PRE/PE ($P=0,02$); no PRE/CA em relação ao PRE/PE ($P<0,05$); no POS/CA em comparação ao POS/PE ($P<0,05$); e, no D1/CA quando comparado ao D1/PE ($P<0,05$). As adultas jovens também apresentaram diferença entre as condições analisadas ($\chi^2_{23,7}=20,52$; $P=0,004$), no qual foi verificado maior RMS/TA na condição D2/CA em comparação ao D2/PE ($P<0,05$) (Tabela 6).

Maior RMS/BF foi verificado no GI em comparação ao GA na condição POS/CA ($Z=2,58$; $P=0,009$). As idosas também apresentaram diferença entre as condições ($\chi^2_{23,7}=14,65$; $P=0,04$), com maior RMS/BF no POS/CA, em comparação ao PRE/CA e o D1/CA ($P<0,05$), e no POS/CA, em comparação ao POS/PE ($P<0,05$). As adultas jovens não apresentaram diferença em todas as condições ($\chi^2_{23,7}=7,54$; $P=0,37$) (Tabela 6).

Tabela 5 - Mediana e intervalos do 1º quartil e do 3º quartil (entre parênteses) do RMS (%) dos músculos eretor lombar (EL), bíceps femoral (BF), reto femoral (RF), gastrocnêmio medial (GM), tibial anterior (TA) para os grupos de idosas (GI) e adultas jovens (GA) as atividade de caminhar (CA) e permanecer em pé (PE) nas fases de teste analisadas (PRE, POS, D1 e D2)

	Fases			
	Pré-teste (PRE)	Pós-teste (POS)	Descanso1 (D1)	Descanso 2 (D2)
RMS/EL (%)				
GI Caminhar	96,71 (87,50-108,72)	107,86 (94,07-125,88)	101,53 (85,64-126,50)	96,63 (87,67-116,41)
GI Permanecer em pé	103,29 (91,28-112,50)	108,19 (88,38-121,66)	104,72 (87,87-116,98)	103,30 (89,95-113,70)
GA Caminhar	100,48 (82,07-104,63)	95,20 (67,51-124,60)	92,82 (68,47-114,16)	87,59 (65,24-112,28)
GA Permanecer em pé	99,52 (95,37-117,93)	108,04 (91,66-122,05)	91,92 (88,26-112,20)	95,37 (85,00-105,79)
RMS/BF (%)				
GI Caminhar	106,48 ^b (85,58-114,59)	117,57* ^{2ac} (92,34-146,51)	100,75 ^b (84,25-117,17)	100,19 (85,34-126,12)
GI Permanecer em pé	93,52 (85,41-114,42)	91,98* (83,72-114,27)	92,91 (81,29-114,91)	92,52 (82,75-108,36)
GA Caminhar	112,34 (82,49-117,99)	86,60 ¹ (71,75-112,86)	99,59 (86,60-106,35)	89,95 (78,69-107,02)
GA Permanecer em pé	87,66 (82,01-117,51)	89,21 (76,56-109,13)	89,42 (79,36-110,70)	84,42 (72,28-97,05)
RMS/RF (%)				
GI Caminhar	102,04 (89,71-111,03)	104,04 (74,56-109,21)	105,52 (93,80-118,18)	99,48 (91,75-115,79)
GI Permanecer em pé	97,95 (88,97-110,30)	98,15 (85,99-118,44)	108,42 (90,94-133,67)	96,41 (86,01-120,51)
GA Caminhar	95,53 ^b (83,77-107,95)	118,11 ^{ad} (87,96-135,86)	114,36 ^d (86,98-127,55)	95,68 ^{bc} (79,64-114,04)
GA Permanecer em pé	104,46 (92,05-116,22)	111,75 ^d (92,17-131,34)	105,17 (78,18-132,80)	102,92 ^b (81,31-109,58)
RMS/GM (%)				
GI Caminhar	92,31 ^{bc} (82,67-115,46)	139,74 ^{acd} (106,33-192,77)	111,76 ^{ba} (88,28-130,00)	105,24 ^b (89,77-142,21)
GI Permanecer em pé	107,68 ^{bcd} (84,54-117,32)	130,89 ^{2a} (98,49-178,89)	113,13 ^{2a} (99,88-125,72)	111,95 ^a (88,53-133,52)
GA Caminhar	104,71 (90,88-133,05)	111,67 (101,04-157,54)	110,54 (92,86-131,49)	128,74 (97,23-148,79)
GA Permanecer em pé	95,29 ^b (66,95-109,12)	101,76 ^{1ac} (80,40-127,63)	99,32 ^{1b} (86,20-116,45)	95,97 (79,82-122,54)
RMS/TA (%)				
GI Caminhar	122,09* (96,88-143,78)	114,48* (88,56-139,57)	109,41* (96,81-126,15)	113,14 (89,56-127,13)
GI Permanecer em pé	77,90 ^{*c} (56,22-103,12)	78,57* (55,16-97,81)	90,64 ^{*a} (70,45-121,01)	92,43 (73,59-103,84)
GA Caminhar	110,28 (95,75-130,12)	102,92 (83,88-141,18)	108,33 (85,30-130,61)	115,82 [*] (85,53-122,62)
GA Permanecer em pé	89,72 (69,88-104,24)	83,62 (74,73-104,22)	94,42 (72,92-106,25)	92,99 [*] (73,67-100,95)

Legenda: diferença ($P<0,05$) entre os grupos na mesma condição (GI¹; GA²); *diferença ($P<0,05$) entre caminhada (CA) e permanecer em pé (PE) para a mesma fase e grupo; diferença ($P<0,05$) entre as fases, dentro do mesmo grupo (GI ou GA), em relação ao ^apre, ^bpos, ^cd1 e ^dd2.

5 DISCUSSÃO

O objetivo do presente estudo foi analisar o efeito agudo da atividade de caminhar e da atividade de permanecer em pé, durante 30 minutos, no controle postural em idosas e adultas jovens. Para tal, foi realizada a análise do controle postural em postura ortostática com base bipodal, por meio da análise do COP (plataforma de força) e da ativação muscular (eletromiografia) de cinco músculos (eretor lombar, bíceps femoral, reto femoral, gastrocnêmio medial e tibial anterior). Esta análise foi realizada em duas sessões, em dias diferentes, no qual cada sessão foi composta por uma das seguintes atividades físicas: (a) caminhar por 30 minutos ou (b) permanecer em pé por 30 minutos. Cada sessão foi constituída por quatro fases de avaliação, a saber: pré-teste, pós-teste, descanso 1 (15 minutos de descanso sentado, realizado após o pós-teste) e descanso 2 (mais 15 minutos de descanso sentado após o descanso 1). Para efeito de análise, a presente sessão será dividida em quatro partes: (a) efeito do envelhecimento no controle postural, (b) diferenças entre caminhar e permanecer em pé no controle no controle postural, (c) efeito agudo de caminhar e permanecer em pé no controle postural de idosas e adultas jovens e d) limitações do estudo e implicações para futuros estudos.

5.1 EFEITO DO ENVELHECIMENTO NO CONTROLE POSTURAL

As idosas apresentaram maiores velocidade média total e velocidade média na direção ântero-posterior do COP em todas as condições analisadas em comparação às adultas jovens, na Estas maiores velocidades do COP foram sugeridas como indicativos no declínio da capacidade de ajustes posturais nas idosas. Uma vez que, para manter a oscilação do COP dentro dos limites de estabilidade, o indivíduo deve realizar ações corretivas estabilizadoras algum tempo antes de atingir o limite da base de suporte funcional (HORAK; SHUPERT; MIRKA, 1989). Isto pode ser explicado pelo fato de que altos valores de velocidade reduziriam o tempo necessário para a realização das reações posturais automáticas. Este mecanismo de reação postural automática utiliza as informações sensoriais para identificar a natureza do distúrbio e gerar uma resposta postural adequada (HORAK; MACPHERSON, 1996). Por conseguinte, déficits no controle de feedback sensorial poderiam tornar os idosos mais propensos a ultrapassar o limite

da base funcional e, consequentemente, sofrer um desequilíbrio ou uma queda. De fato, uma série de alterações sensoriais, decorrentes do processo de envelhecimento, também pode auxiliar no entendimento da atuação ineficiente ou inadequada nos mecanismo de controle postural verificada nos idosos.

O envelhecimento pode gerar alterações no SNC e periférico, sendo que no sistema nervoso periférico as fibras mielinizadas, as não mielinizadas e a diminuição na velocidade das conduções nervosas, pode levar à uma diminuição da discriminação sensorial, bem como, um déficit nas reações posturais automáticas e no fluxo sanguíneo relacionado às estruturas nervosas nos idosos (VERDÚ et al., 2000). Com envelhecimento, além da perda dos receptores, ocorre também um declínio de até 30% nas fibras sensoriais que inervam os receptores periféricos, podendo desenvolver neuropatias, o que é frequente em idosos (HORAK, 2006). Portanto, parte das diferenças verificadas nas variáveis de velocidade, entre idosas e adultas jovens, podem ser explicadas pelo comprometimento das informações proprioceptivas em idosos.

Outro ponto a ser destacado é a direção da oscilação. As idosas apresentaram maiores oscilações em comparação às adultas jovens na direção ântero-posterior, corroborando com outros estudos (AMIRIDIS; HATZITAKI; ARABATZI, 2003; VAN WEGEN; EMMERIK; RICCIO, 2002). Essas diferenças na direção de oscilação ântero-posterior, com a base de suporte bipodal restrita, sugerem um declínio no desempenho do equilíbrio nas idosas que afetaria a relação entre base de suporte (real/física) e base de suporte funcional (HORAK, 2006; DUARTE; FREITAS, 2010). De fato, tem sido sugerido que o envelhecimento não alteraria a base de suporte, mas teria efeito na diminuição dos limites funcionais da estabilidade (HORAK; SHUPERT; MIRKA, 1989), principalmente, devido à percepção do risco de queda (BLASZCZY; LOWE; HANSEN, 1994).

Com o avanço da idade, ocorre um aumento na percepção do risco de ferimentos devido à queda. Esta percepção pode limitar os idosos a expandir sua margem de segurança, ou seja, a distância entre o valor máximo que o idoso está disposto para se inclinar e o limite para a sua estabilidade mecânica (BLASZCZY; LOWE; HANSEN, 1994). Isto pode ser explicado pelo fato do sistema nervoso calcula o tempo que demora para percorrer esta distância, logo, durante o intervalo de tempo desta margem de segurança, o indivíduo precisa selecionar e desempenhar um comportamento corretivo para minimizar o risco de lesão

(BLASZCZY; LOWE; HANSEN, 1994). A probabilidade de uma recuperação bem sucedida após uma perturbação depende da velocidade e da direção com que o centro de gravidade é deslocado pela perturbação. Se esta condição exceder certos limites especificados pela qualidade do sistema postural, a recuperação pode não ser possível (BLASZCZY; LOWE; HANSEN, 1994).

Blaszczy, Lowe e Hansen (1994) demonstraram que a base de suporte funcional, englobada pelas amplitudes voluntárias máximas, é reduzida e distribuída assimetricamente nos idosos. Os idosos oscilam sua postura ortostática em uma amplitude de aproximadamente 50% na direção ântero-posterior, e 68% na direção médio-lateral da base funcional máxima, enquanto os jovens oscilaram 80% em ambas as direções. Esta redução na amplitude oscilação nos idosos aumenta a margem de segurança, o que permite mais tempo para o mecanismo de controle de feedback realizar ajustes e correções necessários (BLASZCZY; LOWE; HANSEN, 1994). Logo, este menor deslocamento ântero-posterior também corrobora com os maiores valores de velocidade nas idosas verificadas no presente estudo. Altos valores de velocidade poderiam prejudicar o processo sequencial necessário para manter/recuperar a estabilidade dentro dos limites da base de suporte funcional, que parece ser reduzida pela metade na direção ântero-posterior nos idosos.

As idosas também apresentaram maior RMS_{MI} na condição PRE/CA em relação às adultas jovens. Tal resultado, em conjunto com as variáveis de velocidade anteriormente apresentadas, corroboram com estudos que demonstraram que idosas oscilam mais que adultos jovens (FERRAZ; BARELA; PELLEGRINI, 2001; AMIRIDIS; HATZITAKI; ARABATZI, 2003) e que idosos apresentam uma menor e menos controlada região de deslocamento do COP (BLASZCZYK; LOWE; HANSEN, 1994). Estas diferenças podem ser mais marcantes em situações com maior demanda no controle postural (PRIOLI et al., 2006; AMIRIDAS, HATZITAKI, ARABATZI, 2003). Isto é, a realização de atividade física poderia gerar alterações fisiológicas capazes de alterar o comportamento de oscilação postural e estas alterações poderiam ser suficientes para aumentar a instabilidade, principalmente em idosos. Altos valores de velocidade média, amplitude e RMS do COP em idosas têm demonstrado evidências diagnósticas para a prevenção de futuras quedas e a recorrência de quedas em idosos (PIIRTOLA; ERA, 2006).

Estudos epidemiológicos prospectivos demonstraram que parâmetros do COP, tais como amplitude médio-lateral (BERGLAND; JARNLO; LAAKE, 2003; MAKI; HOLLIDAY; TOPPER, 1994), velocidade média ântero-posterior (MAKI; HOLLIDAY; TOPPER, 1994), RMS médio-lateral (TOPPER; MAKI; HOLLIDAY, 1993), foram sensíveis para diferenciar idosos com e sem históricos de quedas. De forma geral, este valores foram maiores nos idosos com histórico de quedas. Além do mais, a oscilação na direção médio-lateral (STEL et al., 2003) e área de oscilação (TOPPER; MAKI; HOLLIDAY, 1993) foram maiores em idosos com histórico de apenas uma queda em comparação aos idosos sem histórico de queda. No entanto, estas associações entre alguns parâmetros do COP e queda não estabelecem relação de causa e efeito. Assim, as causas das quedas são decorrentes tanto de fatores de risco extrínseco quanto intrínseco (TINETTI, 2003). Como o envelhecimento aumenta a influência dos fatores intrínsecos, idosos geralmente caem com mais frequência (PIIRTOLA; ERA, 2006). Assim, o déficit de equilíbrio é um dos principais fatores de risco de quedas em idosos (PIIRTOLA; ERA, 2006). A análise da ativação muscular permite auxiliar no entendimento das estratégias utilizadas, como tentativa para contornar este aumento da instabilidade, tanto de idosos quanto de adultos jovens.

As adultas jovens apresentaram maior frequência mediana no reto femoral em comparação às idosas em quase todas as condições (exceto POS/CA). Esta menor frequência sugerem que as idosas não utilizaram apenas a estratégia do quadril, caracterizada pela ativação tanto dos músculos anteriores do tronco quanto da perna (HORAK; NASHNER, 1986), mas utilizaram uma combinação da estratégia do quadril e do tornozelo, também verificada em outros estudos (HORAK, 2006; AMIRIDIS; HATZITAKI; ARABATZI, 2003). Tem sido sugerido que, as estratégias do quadril e/ou quadril-tornozelo são utilizadas como forma compensatória quando não é possível realizar o torque adequado apenas na articulação do tornozelo (HORAK; MACPHERSON, 1996; HORAK; KUO, 2000). Além disso, idosos também utilizam a estratégia do quadril, em função de maiores oscilação e atividade muscular nesta articulação, em situações com aumento na demanda postural (AMIRIDIS; HATZITAKI; ARABATZI, 2003), tal como após uma atividade física por período prolongado. A utilização da combinação da estratégia quadril-tornozelo pode ser explicada pelo fato do envelhecimento causar perdas proprioceptivas que aumentam o limiar para detecção do movimento e dificultam a reprodução precisa de ação

articular, ou seja, dificulta a propriocepção (SPEERS; KUO; HORAK, 2002). Portanto, foi sugerido a combinação de movimentos ao redor do tornozelo e do quadril pode representar uma estratégia compensatória ao envelhecimento (LOPES; RAZUK; BARELA, 2009; AMIRIDIS; HATZITAKI; ARABATZI, 2003) que pode também estar associada ao medo de cair (ADKIN et al., 2000; HORAK, 2006).

Após a realização da caminhada, não foi verificada diferença entre idosas e adultas jovens na frequência mediana no reto femoral. Isto é, os efeitos agudos da caminha moderada se sobrepuiseram ao efeito do envelhecimento, normalmente, verificado em outros estudos (DUARTE; STERNAD, 2008; EGERTON; BRAUER; CRESSWELL, 2009a; FREITAS et al., 2005). Isto ocorreu porque, possivelmente, as adultas jovens também recorreram à estratégia combinada de quadril-tornozelo (HORAK, 2006; AMIRIDIS; HATZITAKI; ARABATZI, 2003). Isto indica que a estratégia utilizada também depende do objetivo postural e das restrições ambientais (RUNGE et al., 1999). Além do mais, os efeitos imediatos após a realização da caminhada moderada em ambos os grupos podem representar uma rápida sucessão de respostas musculares que visam preservar a estabilidade postural após a realização de atividades físicas (FASANO et al., 2012). No entanto, diferenças nas alterações neuromusculares entre idosas e adultas jovens, após um período de descanso, foram verificadas como resposta de adaptação do sistema postural para reestabelecer a dinâmica de oscilação postural.

As idosas apresentaram maior frequência mediana no gastrocnêmio medial, em comparação às adultas jovens, no primeiro período de descanso após a caminhada (D1/CA) e após a permanência em pé (D1/PE). Tais resultados sugerem que os idosos foram mais resistentes à fadiga (KENT-BRAUN et al., 2002), fato que contrapõe outros autores que sugerem menor tolerância ao esforço pós-exercício em idosos (STEMPLEWSKI et al., 2012). Esta maior resistência à fadiga pode ser explicada pelo fato de, normalmente, os idosos apresentarem maior porcentagem de fibras do tipo I (LEXELL, 1995; NIKOLIC et al., 2010). De fato, tal característica durante a manutenção postural proporcionaria vantagens aos idosos, uma vez que a postura ortostática seria controlada principalmente por fibras lentas (tipo I) (IJKEEMA-PAASEN; GRAMSBERGEN, 2005). Ademais, como demonstrado nos questionários de nível de atividade física e no teste cardiorrespiratório de 6 minutos de caminhada, as participantes idosas do presente estudo eram ativas fisicamente, fator que pode influenciar diretamente na manutenção postural e na funcionalidade

das fibras lentas. No entanto, é possível que esta redução na porcentagem das fibras do tipo II em idosos prejudique os mecanismos necessários para a recuperação do equilíbrio após uma perturbação.

As idosas também apresentaram maior RMS no gastrocnêmio medial (POS/PE e D1/PE) e no bíceps femoral (POS/CA), em comparação às adultas jovens. Estas maiores ativações nas idosas podem ser explicadas pelas adaptações que ocorrem em nível das unidades motoras dos músculos posturais (HERRMANN et al, 2006). Foi sugerido que as idosas realizaram um aumento no recrutamento das unidades motoras como mecanismo neuromuscular compensatório aos efeitos degenerativos do envelhecimento, tais como: diminuição das fibras musculares, redução de neurônios motores e de unidades motoras, diminuição na força e na massa muscular, etc. (BOOTH; WEEDEN; TSENG, 1994). Tais fatores, advindos do envelhecimento, contribuem para o aumento da oscilação postural (POLLOCK et al., 2000). Logo, um simples fator isolado não conseguiria explicar as diferenças relacionadas à idade (PARREIRA et al., 2013). Assim, a estabilidade pode ser vista como uma estratégia por si só. Ou seja, o SNC se adapta para conseguir selecionar rapidamente a estratégia de estabilização adequada para cada circunstância gerada a partir das perturbações posturais (FASANO et al., 2012). Realmente, não foi verificado um comportamento padrão entre os grupos. Mas, uma resposta muscular adequada para a demanda postural imposta pela combinação dos efeitos do envelhecimento e da atividade física realizada. Diferentemente do que foi levantado anteriormente, em que os efeitos do envelhecimento seriam suficientes para distinguir idosas e adultas jovens.

Com base nos resultados acima discutidos, a hipótese (H_1) que apontava que as idosas apresentariam maiores instabilidades no controle postural (COP) e maior ativação muscular (EMG) em comparação às adultas jovens, em todas as fases de teste, foi parcialmente confirmada. As idosas apresentaram indicadores de instabilidades apenas nas variáveis VMT, VMap e RMSml do COP, e demonstraram maiores ativações musculares nas variáveis RMS/GM e RMS/BF, e maior frequência mediana apenas no GM em comparação às adultas jovens. Consequentemente, as características de cada atividade física realizada geraram respostas posturais e musculares ímpares para preservar o equilíbrio e evitar as quedas.

5.2 COMPARAÇÃO DOS EFEITOS DAS ATIVIDADES DE CAMINHAR E DE PERMANECER EM PÉ, DURANTE 30 MINUTOS, NO CONTROLE POSTURAL

A AMPml nas idosas e RMSml e DPml nas adultas jovens foram maiores a atividade de ficar em pé, em comparação à atividade de caminhar, no pré-teste e no pós-teste. Desta forma, a análise de possíveis efeitos das atividades foram comprometidas, uma vez que estas diferenças já foram encontradas desde o pré-teste. Estas diferenças verificadas desde o pré-teste podem representar uma variabilidade intrínseca ao COP, devido ao grande número de variáveis que podem afetar seu comportamento (SANTOS et al., 2008). Apesar disso, nas idosas, o deslocamento total, a área, o RMSml e o DPml, foram maiores após permanecer em pé em comparação à caminhada no pós-teste (POS). Estes resultados demonstram que permanecer em pé causou maior instabilidade no controle postural das idosas em comparação ao caminhar. Dessa forma, foi refutada a hipótese (H_2) que afirmou que caminhar causaria maiores instabilidades no controle postural, em comparação à permanecer em pé, em ambos os grupos.

Duarte e Sternad (2008) analisaram o comportamento do COP durante 30 minutos na posição irrestrita e demonstraram que adultos jovens apresentaram várias áreas preferenciais/atratoras (pontos de equilíbrio) de migração na oscilação do COP durante a postura irrestrita. Por outro lado, idosos basicamente mantiveram a oscilação do COP em uma única área preferencial, ou seja, eles não aproveitaram a natureza irrestrita da tarefa em permanecer em pé durante o período prolongado (DUARTE; STERNAD, 2008). Esse comportamento pode ser indicativo de mau funcionamento no sistema de controle postural em gerar respostas adequadas às perturbações em escalas de tempo mais longos (DUARTE; STERNAD, 2008). O aumento na oscilação postural, apenas nas idosas, também sugere o mau funcionamento no sistema de controle postural em gerar resposta adequada, após a atividade de permanecer em pé.

As idosas do presente estudo, possivelmente, também apresentaram este comportamento restrito da base de suporte (verificado no estudo de DUARTE; STERNAD, 2008), mesmo sendo instruídas para utilizarem uma postura irrestrita durante os 30 minutos na atividade de permanecer em pé. A movimentação irrestrita é uma estratégia aconselhada para melhorar a atividade de retorno do sangue venoso na planta do pés, que atua como mecanismo de alívio

momentâneo dessa pressão para restaurar a circulação sanguínea e para diminuir a fadiga (DUARTE, HARVEY; ZATISIORSKY, 2000). A maior percepção subjetiva de esforço nas idosas (entre 9 e 12 pontos) em comparação às adultas jovens (entre 8 e 10 pontos), durante a atividade de permanecer em pé, também forneceu suporte para suposição de que as idosas foram mais sensíveis à permanência em pé e talvez não foram eficientes em restaurar a circulação sanguínea, por isso, a percepção das idosas aumentou mesmo que os batimentos cardíacos praticamente se mantiveram constantes durante toda a atividade. Os efeitos das atividades também podem ser explicadas por suas demandas específicas de contração muscular (NARDONE et al., 1997; STEMPLESWKI et al., 2013).

A permanência em pé por 30 minutos foi realizada basicamente por meio de contração isométrica, que, de forma geral, demandaria menores níveis de ativação muscular. Assim, os músculos realizariam uma tensão estável, sem encurtamento ou alongamento, para manter os níveis de contração constantes (OLIVEIRA; WACHTER; AZAMBUJA, 2002; ZILIO, 2005). Logo, a semelhança entre a contração durante a atividade e a contração durante a tarefa de análise pode indicar porque houve uma aumento da oscilação postural após permanecer em pé em comparação ao após da atividade de caminhar. Por outro lado, a caminhada é realizada tanto com contração excêntrica quanto concêntrica nos músculos dos membros inferiores (NARDONE et al., 1997; NARDONE et al., 1998). E esta característica de contrações pode gerar um aumento do esforço necessário para a realização da caminhada. De fato, maior ativação muscular foi verificada no bíceps femoral (RMS) após a realização da atividade de caminhar em comparação à atividade de permanecer em pé. Essa maior ativação foi sugerida como estratégia compensatória aos efeitos do envelhecimento, adotada pelos idosos no presente estudo. O esforço exigido por cada atividade também pode ser utilizado para explicar as modificações encontradas no controle postural (NARDONE et al., 1997).

O presente estudo não analisou o consumo de oxigênio, mas monitorou os batimentos cardíacos e a percepção subjetiva de esforço durante as atividades. Durante a caminhada, os batimentos cardíacos nas idosas oscilaram entre 91 a 100 bpm (aproximadamente 60 a 65% do batimento máximo), ao passo que durante a permanência em pé os batimentos cardíacos oscilaram entre 79 a 81 bpm (aproximadamente 50% do batimento máximo). Logo, fica evidente o efeito da demanda de esforço exigido pelas atividades no controle postural das idosas.

Thomas, Vanluen e Morrison (2013) sugeriram que a caminhada gerou um aumento na oscilação corporal e nos batimentos cardíacos mais evidente nos primeiros 5 minutos de atividade. No entanto, posteriormente, tanto o COP quanto os batimentos cardíacos se mantiveram relativamente constantes durante a caminhada (THOMAS; VANLUEN; MORRISON, 2013). No presente estudo, não foram realizadas avaliações do COP durante as atividades, porém foi monitorado os batimentos cardíacos em intervalos de 3 minutos durante a caminhada. Os dados descritivos também sugeriram um aumento nos primeiros 6 minutos (caminhada), seguido por um comportamento relativamente constante até término da caminhada. Esses resultados podem indicar que o comportamento dos batimentos cardíacos ao longo de uma atividade pode ser associado ao aumento na instabilidade postural. Fatores fisiológicos como a maior demanda energética, tal com a amplificação dos movimentos circulatórios, cardíacos e respiratórios, vem sendo utilizados para explicar o aumento na instabilidade postural após a realização de uma atividade e/ou exercício físico (BOVE et. Al.; 2007; DONATH et al., 2013; PAILLARD, 2012; VUILLERME; HINTZY, 2007).

Os primeiros minutos da atividade física, aparentemente, podem ser suficientes para gerar e manter o aumento na oscilação postural ao final dos 30 minutos de realização de uma atividade e/ou exercício físico. Porém, os períodos subsequentes relativamente constantes após o início da caminhada (aproximadamente depois de 5 minutos) demonstraram que os indivíduos foram capazes de se adaptar rapidamente à demanda da tarefa de caminhar (HORAK; NASHNER; DIENER, 1990; HORAK; NASHNER, 1986; NASHNER, 1976). Em geral, os ajustes rápidos observados no equilíbrio, durante a caminhada, ilustram a capacidade do sistema de controle postural em se adaptar velozmente para compensar as tensões do esforço (THOMAS; VANLUEN; MORRISON, 2013). Fato que explica porque permanecer em pé causou maiores instabilidade no controle postural em comparação à caminhada.

A caminhada causou maior ativação muscular (RMS) apenas no bíceps femoral, em comparação à atividade de permanecer em pé. Além do mais, maiores oscilações e maior ativação muscular após as atividades foram específicas ao grupo das idosas. Isto pode ser explicado pelo fato de idosos normalmente recorrerem ao uso da estratégia do quadril (ADKIN et al., 2000; AMIRIDIS; HATZITAKI; ARABATZI, 2003; HORAK, 2006; LOPES; RAZUK; BARELA, 2009)

como resposta para a demanda causada pela atividade de caminhada. Com base nos resultados acima discutidos, a hipótese (H_3), que apontava que a atividade de caminhar causaria maiores ativações musculares nas idosas e nas adultas jovens, em relação à atividade de permanecer em pé, foi parcialmente confirmada, porque o aumento da ativação muscular específica a um músculo (BF) e ao grupo das idosas. Deste modo, a complexidade das ações selecionadas durante a manutenção postural demonstrou ser dependente da natureza da atividade realizada e da dinâmica específica do sistema de controle postural (DUARTE; STERNAD, 2008). Portanto, a especificidade de cada atividade física realizada pode gerar alterações distintas para a manutenção postural.

5.3 EFEITO AGUDO DE CAMINHAR E PERMANECER EM PÉ NO CONTROLE POSTURAL DE IDOSAS E ADULTAS JOVENS

A VMap aumentou após caminhar e permanecer em pé, por 30 minutos, apenas no grupo das adultas jovens. Esta alteração no comportamento da oscilação postural verificada apenas nas adultas jovens pode ser explicada pelo fato de que as idosas já apresentaram maiores VMap em todas as condições, em comparação às adultas jovens. Logo, qualquer aumento na VMap, decorrente da realização das atividades (caminhar e permanecer em pé) poderia magnificar a instabilidade postural nas idosas. Por outro lado, houve aumento deslocamento total e área do COP, amplitude, RMS e desvio padrão do COP na direção médio-lateral, independente da natureza da atividade física realizada em ambos os grupos. Esses resultados corroboram com estudos que verificaram aumento na oscilação postural após a realização de caminhada (NARDONE et al., 1997; THOMAS; VANLUNEN; MORRISON, 2012), de corrida (LEPERS et al., 1997), de pedalar em cicloergômetro (LEPERS, 1997; NARDONE et al., 1997; VUILLERME; HINTZ, 2007), de permanecer em pé por tempo prolongado (DUARTE; HARVEY; ZATSIORSKY, 2000; MADELEINE; VOIGT; ARENDT-NIELSEN, 1998), de protocolo específico de fadiga nos flexores plantares do tornozelo (CORBELI et al., 2003), no sóleo (CARON, 2003) e nos extensores lombares (DAVIDSON; MADIGAN; MISSBAUM, 2004) em adultos jovens. E aumento da oscilação em idosos após a realização de pedalar em cicloergômetro (STEMPLEWSKI et al., 2012), circuito de atividades (EGERTON; BRAUER; CRESSWELL, 2009a), permanecer em pé por período prolongado

(DUARTE; STERNAD, 2008; FREITAS et al., 2005), caminhada máxima e submáxima (DONATH et al., 2013), e protocolo de fadiga nos extensores do tronco (PARREIRA et al., 2013). Consequentemente, este conjunto de resultados concede subsídios para aceitar a hipótese (H_4) que afirmou que após as atividades de caminhar e de permanecer em pé, durante 30 minutos, as idosas e as adultas jovens aumentariam a oscilação postural (COP) em comparação aos respectivos pré-testes.

Freitas e colaboradores (2005) também não encontraram diferença entre idosos e adultos jovens na tarefa de permanecer em pé durante 30 minutos. Estes autores também demonstraram que ambos os grupos aumentaram a oscilação postural após permanecerem em pé por 30 minutos. No entanto, o presente estudo avançou em demonstrar que os efeitos da atividade de permanecer em pé não perduram por muito tempo pós-atividade. Por exemplo, foi demonstrado que o tempo de 15 minutos em descanso foi suficiente para ambos os grupos retornarem aos valores de oscilação postural pré-atividade. Ademais, Freitas e colaboradores (2005) também não realizaram uma medida direta de fadiga, portanto apenas tiveram a possibilidade de realizar suposições de que as alterações no controle postural teria sido decorrente da fadiga.

Madeleine, Voigt e Arendt-Nielsen (1998) realizaram a análise da fadiga com teste de contração isométrica voluntária máxima (CIVM), antes e após permanecer em pé durante 2 horas, em duas condições de superfície (rígida e macia). Foi demonstrada redução na duração da CIVM (momento máximo e mínimo), diminuição na frequência mediana e aumento na atividade muscular do sóleo, seguido de dores nos músculos dos membros inferiores, após 2 horas em pé na condição de superfície rígida. No presente estudo, a frequência mediana do gastrocnêmio medial das idosas diminuiu aproximadamente 13% após ficar em pé e 15% após caminhar em comparação aos seus respectivos pré-testes. Possivelmente, o menor período de atividade realizada no presente estudo (30 minutos), em comparação ao estudo anteriormente citado (MADELEINE; VOIGT; ARENDT-NIELSEN, 1998), pode não ter sido suficiente para também gerar fadiga em outros músculos analisados. Além disso, a análise eletromiográfica pode não ser sensível o suficiente para avaliar a fadiga muscular em baixos níveis de contração (RYS; KONZ, 1994). Por conseguinte, a hipótese de que as idosas apresentariam fadiga muscular (análise espectral da EMG) após a realização das atividades de caminhar e de permanecer em pé por 30 minutos foi parcialmente aceita (H_5).

A permanência em pé por 30 minutos aumentou o recrutamento muscular do gastrocnêmio medial (RMS) em ambos os grupos. No presente estudo, as participantes ficaram os 30 minutos sobre a plataforma de força com os pés descalços, uma situação semelhante à condição de superfície rígida explorada no estudo de Madeleine, Voigt e Arendt-Nielsen (1998). Os autores sugeriram que a superfície rígida pode ter gerado um aumento no fluxo sanguíneo da parte inferior da perna, que, consequentemente, teria aumentado a atividade muscular e resultado na maior instabilidade postural. Deste modo, ficar em pé em superfície rígida poderia sensibilizar o sistema nociceptivo (órgãos sensoriais de dor) e gerar a excitabilidade, fato que poderia resultar no desenvolvimento de desordens nos músculos esqueléticos (MADELEINE; VOIGT; ARENDT-NIELSEN, 1998) e no controle postural. Ademais, a circulação sanguínea também poderia estar relacionada com a fadiga.

O retorno do sangue venoso nas pernas, além da fadiga muscular, também tem sido apontado como causa de desconforto durante a posição prolongada em pé (DUARTE; HARVEY; ZATISIORSKY, 2000; MADELEINE; VOIGT; ARENDT-NIELSEN, 1998). Além disso, as alterações nas informações sensoriais, na base de apoio, ou até mesmo fadiga induzida pela realização de atividades físicas, pode dificultar o retorno do sangue venoso (DUARTE; HARVEY; ZATISIORSKY, 2000; MADELEINE; VOIGT; ARENDT-NIELSEN, 1998). Consequentemente, pode alterar a oscilação postural e a atividade muscular, principalmente no gastrocnêmio medial, que integra o grupo do tríceps sural que tem a função de auxiliar no retorno do sangue venoso. Assim sendo, esta alteração no gastrocnêmio medial nas idosas pode explicar o aumento da ativação no tibial anterior (RMS) na condição específica D1/PE, como estratégia compensatória. Neste caso, o aumento no limite de sensibilidade dos fusos nos músculos fadigados pode ser compensado por um aumento na contribuição de outros receptores sensoriais envolvidos na regulação postural (CORBEIL et al., 2003). Deste modo, os resultados forneceram suporte para a recomendação de que os idosos não devem permanecer em pé por períodos prolongados de tempo. Embora tenha sido observada maior oscilação corporal para ambos os grupos após as atividades, essa maior oscilação pode ter consequências mais sérias nos idosos que já podem apresentar déficits posturais (HORAK; SHUPERT; MIRKA, 1989).

Não houve diferenças entre as idosas e as adultas jovens após a caminhada, porém, a caminhada alterou o controle postural de forma ímpar entre os grupos. As alterações no controle postural, após a caminhada de intensidade moderada (60% a 65% do batimento cardíaco máximo) em ambos os grupos, podem ser explicadas pelo fato dessa atividade realizada ser um exercício geral, que produz uma superestimulação da função do otolito (CHARLES et al., 2002; DONATH et al., 2013; LEPERS et al., 1997) e que pode prejudicar as aferências vestibulares (CHARLES et al., 2002; DONATH et al., 2013; LEPERS et al., 1997; PÉRUCH et al., 1999), em função dos movimentos da cabeça (DUARTE, 2000; LEPERS et al., 1997; MOCHIZKI; AMADIO, 2006). Consequentemente, pode resultar em déficits consideráveis no controle de postural durante a caminhada (PERUCH et al.; 1999). Além disso, fatores fisiológicos tal como a hiperventilação (ZEMKOVA, 2009), o aumento nas necessidades energéticas com amplificação dos movimentos circulatórios, cardíacos e respiratórios (BOVE et. Al.; 2007; DONATH et al., 2013 PAILLARD, 2012; VUILLERME; HINTZY, 2007) e a desidratação (DERAVE et al., 1998; GAUCHARD et al., 2002; VUILLERME; HINTZY, 2007), também podem ser utilizados para explicar as alterações no controle postural decorrente da caminhada.

A caminhada aumentou a oscilação postural (maiores deslocamento total, área, além da amplitude, RMS e do desvio padrão, na direção médio lateral do COP) em ambos os grupos. Porém, mesmo após dois períodos de descanso (totalizando 30 minutos), a oscilação postural não voltou aos valores inicialmente apresentados antes da atividade no grupo das idosas. No entanto, o aumento na ativação muscular (maiores RMS do gastrocnêmio medial e bíceps femoral) nas idosas ocorreu apenas após a realização da caminhada. Deste forma, a hipótese (H_6) que afirmou que após a realização das atividades (caminhar e permanecer em pé, por 30 minutos), mesmo após período de descanso (30 minutos), as idosas não seriam capazes de retornar sua oscilação postural (COP) e ativação muscular (EMG) aos níveis verificados no pré-teste, foi confirmada apenas para a atividade de caminhar e para a análise do COP. Deste modo, as alterações na ativação muscular não persistiram durante o período de descanso.

As alterações no bíceps femoral após a caminhada sugerem a utilização da estratégia do quadril nos idosos (ADKIN et al., 2000; AMIRIDIS; HATZITAKI; ARABATZI, 2003; HORAK, 2006; LOPES; RAZUK; BARELA, 2009), como forma de compensação aos efeitos da caminhada. A maior ativação muscular

no gastrocnêmio medial, também nas idosas, ocorreu como consequência do aumento nas demandas energéticas (BOVE et. Al.; 2007; DONATH et al., 2013; PAILLARD, 2012; VUILLERME; HINTZY, 2007). Por conseguinte, também proporcionou o aumento no retorno venoso sanguíneo, gerado pelo esforço da caminhada realizada. O fato do aumento na ativação muscular do gastrocnêmio medial e do bíceps femoral não ter persistido após a caminhada pode ser relacionado ao comportamento dos batimentos cardíacos. Após a realização da caminhada, os batimentos cardíacos diminuíram nas duas avaliações de descanso quando comparadas ao batimento que foi mensurado imediatamente após a caminhada. Tais resultados sugerem que houve a diminuição nas demandas energéticas após um período de repouso.

Apenas as adultas jovens aumentaram a ativação muscular no reto femoral após caminhar e permanecer em pé. Esta resposta poderia sugerir que a demanda postural após as atividades requer a combinação da estratégia do tornozelo e do quadril mesmo em adultos jovens. As análises eletromiográficas sugerem que as alterações nas ativações musculares foram particulares à cada grupo e ao tipo de atividade. Assim, aparentemente, o sistema de controle postural pode transformar os padrões neurais de controle discreto em um *continuum* de correções posturais (RUNGE et al., 1999). Esses padrões neurais de controle derivam da ideia que o sistema muscular tem muitos graus de liberdade para serem controlados, que permite ao sistema mais que uma solução em termo de geração de força, padrão de movimento e ativação muscular (HORAK; MACPHERSON, 1996). Por isso, a reorganização dinâmica destes padrões neurais de controle (HORAK; MACPHERSON, 1996) pode permitir ao sistema postural compensar rapidamente e ajustar adequadamente diferentes respostas musculares para a manutenção postural dentro dos limites de estabilidade. Em conjunto, estes resultados da análise eletromiográfica apenas forneceram suporte parcial para a hipótese (H_7), que apontava que após as atividades de caminhar e de permanecer em pé, durante 30 minutos, as idosas e as adultas jovens aumentariam as ativações musculares (EMG) em comparação aos respectivos pre-testes.

As adultas jovens demonstraram que a caminhada aumentou a instabilidade postural, mas os 15 minutos de descanso foram suficientes para reestabelecer a oscilação postural pré-atividade. Thomas, vanlunen e Morrison (2013) sugerem que, apesar da exigência constante na tarefa de caminhada mais

rápida, o sistema de controle postural seria capaz de realizar as correções necessárias frente à perturbação. Isto ocorreria dependendo do tipo de perturbação, na qual o sistema postural utilizaria controle de *feedback* e/ou de *feedforward* para compensar e/ou neutralizar o efeito desestabilizador (perturbação) (FRANSSON et al., 2004; HORAK; DIENER, 1994; HORAK; NASHNER; DIENER, 1990; SIMONEAU et al., 1995). Tais explicações estão em acordo com os efeitos da caminhada verificados no controle postural das adultas jovens do presente estudo, que não perduraram por muito tempo.

Maior oscilação postural foi verificada nas adultas jovens apenas no pós-teste, realizado imediatamente ao término da caminhada. Da mesma forma, Nardone e colaboradores (1997) verificaram que os efeitos dos exercícios de caminhada e de pedalar em cicloergômetro duraram de 10 a 20 minutos em adultos jovens. Estes autores sugeriram que a caminhada produz um aumento transitório das variáveis de oscilação postural nos períodos iniciais como forma de adaptação, porém é seguido por um platô cujo a duração não excede o tempo de 10 a 15 minutos (NARDONE et al., 1998). Os esforços em atividades de duração compatível com 25 minutos pode produzir tanto falha no metabolismo energético quanto uma diminuição no acoplamento entre excitação/contração muscular (BAKER et al., 1993). Assim, a redução na contração voluntária máxima nos músculos duraria alguns minutos, porém a excitação/contração seria pouca efetiva na redução de força muscular, mas o efeito seria duradouro (NARDONE et al., 1998). Portanto, este dois fenômenos de aumento de curta duração da oscilação postural no início, seguido por um platô, indica que este aumento seria causado em maior parte pela fadiga periférica do sistema neuromuscular (NARDONE et al., 1998). Porém, isto não se aplicou aos idosos do presente estudo após a atividade de caminhada.

De forma geral, os efeitos da caminhada perduram além dos 30 minutos nas idosas. O envelhecimento causa perda de massa muscular e alterações nos componentes estruturais do sistema neuromuscular, tal como perda no número estimado das unidades motoras e atrofia muscular das fibras, que resulta na diminuição contrátil e no desempenho de todo o sistema (POWER; DALTON; RICE, 2013). Além do mais, o tipo de fibra está relacionado com o dispêndio da perda de unidade motoras (DALTON et al., 2008). As fibras do tipo I aumentam com o envelhecimento enquanto as fibras do tipo II diminuem na mesma proporção (NIKOLIC et al., 2010). O maior número de fibras do tipo I permite uma maior

resistência à fadiga porque possui uma melhor capacidade oxidativa e menor acúmulo de resíduo metabólico na superfície muscular durante a fadiga (PARREIRA et al, 2013). Portanto, esta possível maior resistência à fadiga sugerida nas idosas poderia resultar em tempos mais longos de efeitos transitórios iniciais na oscilação postural verificados em jovens em outros estudos (NARDONE et al. 1998; THOMAS; VANLUNEN; MORRISON, 2012). Assim, o estágio de platô de oscilação pode ter demorado mais tempo para ser atingido ou, até mesmo, nem ao menos ter sido atingido, durante os 30 minutos de caminhada e os subsequentes 30 minutos de descanso. Ainda, a caminhada pode ter causado tanto a fadiga periférica quanto a fadiga central nas idosas.

Donath e colaboradores (2013) manipularam a caminhada em níveis de esforço máximo e submáximo em idosos. Foram verificadas evidências de que ambos os exercícios de resistência afetaram o controle postural em idosos ativos e saudáveis. De acordo com os autores, a caminhada causaria alterações na função respiratória e no sistema vestibular que poderia influenciar o controle postural somados aos possíveis efeitos de fadiga central e periférica em idosos (DONATH et al., 2013). Portanto, após a realização da caminhada, e independente do nível de aptidão física e do estado de saúde dos idosos, um tempo de no mínimo de 30 minutos após a atividade deveria ser garantido para evitar que o efeito agudo deste esforço resultasse no aumento da instabilidade postural e contribuísse para magnificar os déficits no equilíbrio nesta população

Um fator a ser considerado para os efeitos agudos de caminhar e de permanecer em pé está relacionado com o nível de atividade física das participantes. Duarte e Sternad (2008) apontam que o nível de atividade física dos participantes idosos pode contribuir para a desaceleração do processo de envelhecimento e, consequentemente, equiparar ou diminuir os efeitos agudos pós atividades. Tal explicação corrobora com o presente estudo, no qual, o grupo de idosas eram participantes de um programa de musculação (treinamento de força) e apresentaram moderado/alto nível de atividade física (indicado pelo *International Physical Activity Questionnaire* e pelo teste funcional de 6 minutos de caminhada). Stempleswki e colaboradores (2012) indicaram que o declínio no controle postural com aumento da velocidade média do COP na direção ântero-posterior e médio-lateral pode também estar associado com maior índice de massa corporal (IMC). Neste caso, Stempleswki e colaboradores (2013) analisaram a diferença entre idosos divididos

em dois grupos pelo nível de aptidão física (IMC) após pedalar em cicloergômetro em intensidade moderada. Os idosos com níveis mais baixos de aptidão física foram caracterizados pela maior velocidade médio-lateral em comparação aos idosos com níveis mais altos de aptidão física. Os autores demonstraram que o nível de aptidão física pôde distinguir o efeito de declínio observado no controle postural de idosos após o exercício (STEMPLEWSKI et al., 2013).

No presente estudo, ambos os grupos aumentaram a instabilidade postural após as atividades. Entretanto, as consequências desse aumento podem ser mais evidentes e sérias em idosas devido aos fatores degenerativos decorrentes do envelhecimento (HORAK; SHUPERT; MIRKA, 1989). Por exemplo, tem sido sugerido que o de risco de quedas em idosos pode variar de 27%, na presença de um único fator de risco (i.e., envelhecimento, sedentarismo, alterações fisiológicas após a realização de uma atividade física, fadiga muscular, etc), até 78% com quatro ou mais fatores associados (SHUMWAY-COOK et al, 2007). Ademais, Piirtola e Era (2006) indicaram que o aumento nas variáveis do COP (tal como amplitude, velocidade média, RMS do COP na direção médio-lateral e o deslocamento total do COP) também poderiam atuar como fatores capazes de predizerem futuras quedas em idosos. Por conseguinte, este aumento na oscilação postural após as atividades física podem representar um aumento na instabilidade postural que associada aos déficits no equilíbrio, normalmente verificado em idosos, pode comprometer ainda mais seu equilíbrio. Portanto, para que a preservação do equilíbrio após a realização de uma atividade física por tempo prolongado ocorra, um período de descanso deve ser garantido, principalmente aos idosos, para o reestabelecimento do equilíbrio aos níveis pré-esforço. Ademais, o sistema de controle postural respondeu ao efeito das atividades físicas realizadas de acordo com as restrições do organismo específicas aos indivíduos analisados.

5.4 LIMITAÇÕES DO ESTUDO E IMPLICAÇÕES PARA FUTUROS ESTUDOS

Um ponto que merece consideração, no presente estudo, refere-se à seleção de uma amostra não-aleatória, fato que não permite a generalização dos resultados para a toda população de idosos. Além disso, também foi realizada a análise apenas em participantes mulheres. Portanto, a generalização dos resultados verificados também se limitam apenas ao sexo feminino. Por conseguinte, seria

interessante replicar o presente estudo em uma amostra aleatória e que também contemple idosos homens para verificar se os resultados encontrados também se aplicam ao sexo masculino.

Outro limitador do presente estudo foi a análise do grupo de idosas ativas e saudáveis. Assim, também seria interessante examinar idosos que não seguem um regime regular de exercícios, ou seja, idosos que sejam sedentários. Talvez, o próprio sedentarismo poderia ser mais um agravante para os efeitos agudos após a realização de atividades físicas, mesmo que estas atividades façam parte da vida diária dos idosos, tal como caminhar em intensidade moderada e permanecer em pé em postura irrestrita por 30 minutos. Além disso, possivelmente, idosos com problemas de saúde também poderiam ser mais susceptíveis às atividades físicas. Logo, tanto o sedentarismo quanto os problemas de saúde poderiam magnificar a instabilidade postural que poderia ser associada aos déficits do equilíbrio e a um possível risco de queda nesta população.

Foram recomendados futuros estudos que investiguem o efeito agudo de outros tipos de atividades físicas e de tarefas realizadas pela população idosa em sua vida diária, no controle postural, e a análise da duração que esses efeitos possuem no equilíbrio. Ademais, é imprescindível analisar estes efeitos agudos tanto em situação ortostática quanto em situação de instabilidade como, por exemplo, perturbação gerada por base de suporte móvel ou outro fator que proporcione instabilidade no equilíbrio (i.e, tarefa dupla suprapostural ou cognitiva). Além disso, seria importante contemplar idosos e idosas, ativos e sedentários, saudáveis e com problemas de saúde e idosos com e sem histórico de queda. Estes estudos poderiam fornecer informações importantes a respeito de intervenções que auxiliem na saúde dos idosos para garantir segurança e cuidados por meio da prevenção dos riscos de quedas e aumento na estabilidade corporal, a fim de permitir aos idosos uma vida mais independente e ativa.

CONCLUSÃO

O presente estudo analisou o efeito agudo da atividade de caminhar e da atividade de permanecer em pé, durante 30 minutos, no controle postural em idosas e adultas jovens. A atividade de caminhar aumentou a oscilação postural em ambos os grupos. No entanto, dois períodos de descansos de 15 minutos em posição sentada, não foram suficientes para as idosas retornarem a oscilação postural aos níveis verificados antes dessa atividade. Ao passo que, nas adultas jovens, 15 minutos de descanso foram suficientes para o retorno da oscilação postural.

Permanecer em pé em postura irrestrita por 30 minutos também aumentou a oscilação postural em ambos os grupos. Porém, diferente da caminhada, os dois grupos reestabelecerem a oscilação postural inicial após 15 minutos de descanso em posição sentada. Em relação a análise eletromiográfica, apenas a frequência mediana do gastrocnêmio medial nas idosas reduziu após ambas as atividades, sugerindo fadiga muscular. Em síntese as alterações na ativação muscular demonstraram ser específicas às característica do grupo e da atividade física realizada.

Os idosos demonstraram diferentes estratégias de controle postural, em comparação aos adultos jovens. Tais diferenças indicaram possíveis déficits no equilíbrio por parte do mecanismo de controle via feedback e aumento da instabilidade decorrente do envelhecimento nos idosos. As análises eletromiográficas, no entanto, permitiu sugerir que tanto o GI quanto GA recorreram à combinação do uso da estratégia quadril e de tornozelo. Os fatores inerentes ao envelhecimento somados aos efeitos agudos após caminhar e permanecer em pé, por 30 minutos, demonstraram aumentar a oscilação postural. Portanto, a recomendação do atendimento preferencial aos idosos em situações da vida diária, tal como tem sido adotado em bancos, supermercados, ônibus, etc., além de cadeiras reservadas para esta população, devem ser garantidos para diminuir a instabilidade postural e, consequentemente, reduzir um possível risco de queda nessa população.

REFERÊNCIAS

- ADKIN, A. L. Et al. Postural control is scaled to level of postural threat. **Gait & Posture**, v.12, n.2, p.87–93, 2000.
- ADLERTON, A. K.; MORITZ, U. Does calf-muscle fatigue affect standing balance?. **Journal of Medicine and Science in Sports**, Scandinavian v.6, n.4, p.211–215, 1996.
- ALFIERI, F. M.; ALFIERI, A. A. N. Envelhecimento cultural e qualidade de vida. **Acta Científica: Ciências humanas**, v.1, n. 4, p.31-34, 2003.
- ALFIERI, F. M.; MORAES, M. C. L. Envelhecimento e o controle postural. **Saúde Coletiva**, v. 4, n19, p.30-33, 2008.
- ALLUM, J. H. J. Et al. Proprioceptive control of posture: a review of new concepts. **Gait & Posture**, v.8, n.3, p.214–242, 1998.
- AMIRIDIS, I. G.; HATZITAKI, V.; ARABATZI, F. Age-induced modifications of static postural control in humans. **Neuroscience Letters**, v.350, n.3, p.137-140, 2003.
- AVEIRO, M. C. Et al. Influence of a physical training program on muscles strength, balance and gait velocity among women with osteoporosis. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v.10, n.4, p.441-448, 2006.
- AVELAR, N. C. P. Et al. Efetividade do treinamento de resistência à fadiga dos músculos dos membros inferiores dentro e fora d'água no equilíbrio estático e dinâmico de idosos. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v.14, n.3, p.229-236, maio/jun. 2010.
- BACSI, A. M.; COLEBATCH, J. G. Evidence for reflex and perceptual vestibular contributions to postural control. **Experimental Brain Research**, v.160, n.1, p.22-28, 2005.
- BAECKE, J. A. H.; BUREMA, J. E.; FRIJTERS, E. R. A short questionnaire for the measurement of habitual physical activity in epidemiological studies. **American Journal of Clinical Nutrition**, New York, v.36, n.5, p.936-942, 1982.
- BAKER, A. J. Et al. Slow force recovery after long-duration exercise: metabolic and activation factors in muscle fatigue. **Journal Applied Physiology**. V. 74, p 2294-2300, 1993.
- BARBOSA, M. T. COMO AVALIAR QUEDAS EM IDOSOS ? **Revista da Associação Médica Brasileira**, v.47, n.2, p.93-94, 2001.
- BARELA, J. A. **Development of postural control: the coupling between somatosensory information and body sway**. Tese de Doutorado, University of Maryland System- U.M.S., College Park, Maryland, Estados Unidos, 1997.

- BARELA, J. A.; JEKA, J. J.; CLARK, J. E. The use of somatosensory information during the acquisition of independent upright stance. **Infant Behavior & Development**, v.22, n.1, p.87-102, 1999.
- BELLEW, J. W. Et al. Effect of acute fatigue of the hip abductors on control of balance in young and older women. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.90, n.7, p.1170–1175, 2009.
- BELLEW, J. W.; FENTER, P. C. Control of balance differs after knee or ankle fatigue in older women. **Archives Physical Medicine and Rehabilitation**, v.87, n.11, p.1486–1489, 2006.
- BENTO, P. C. Et al. Peak torque and rate of torque development in elderly with and without fall history. **Clinical Biomechanics**, Bristol, Avon, v.25, n.5, p.450-454, 2010.
- BERG, W. P. Et al. Circumstances and consequences of falls in independent community-dwelling older adults. **Age and Ageing**, v.26, n.4, p.261-268, 1997.
- BERGLAND, A.; JARNLO, G. B.; LAAKE, K. Predictors of falls in the elderly by location. **Aging Clinical and Experimental Research**. V. 15, p.43-50, 2003.
- BERNSTEIN, N. **The co-ordination and regulation of movement**. Oxford: Pergaman Press, 1967.
- BIGLAND-RITCHIE, B.; WOODS, J. J. Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue. **Muscle & Nerve**, v.7, n.9, p.691-699, 1984.
- BIZID, R. Et al. Effects of knee and ankle muscle fatigue on postural control in the unipedal stance. **European Journal of Applied Physiology**, v.106, n.3, p.375–380, 2009.
- BLASZCZYK, J. W.; LOWE, D. L.; HANSEN, P. D. Ranges of postural stability and their changes in the elderly. **Gait & Posture**, v.2, n.1, p.11–17. 1994.
- BOOTH, F.W.; WEEDEN, S.H.; TSENG, B.S. Effect of aging on human skeletal muscle and motor function. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.26, n. 5, p.556-560, 1994.
- BORG, G. A. V. **Escala de Borg para a dor e o esforço percebido**. 1^a Edição (brasileira). São Paulo: Manole, 2000.
- BORG, G.A.V. Psychophysical bases of perceived exertion. **Medicine and Science in Sport and Exercise**, v.14, n.5, p.377-381, 1982.
- BOVE, M. Et al.. Postural control after a strenuous treadmill exercise. **Neuroscience Letters**, v.418, n.3, p.276–281, 2007.
- BUCHANAN J. J.; HORAK F. B. Emergence of postural patterns as a function of vision and translation frequency. **Journal of Neurophysiology**, v.81, n.5, p.2325-2339, 1999.

- CANDIDO, C. R. C. Et al. Efeito da oclusão visual no equilíbrio dinâmico em plataforma instável. **FIEP Bulletin**, v.82, n.2, 2012.
- CARON, O. Effects of local fatigue of the lower limbs on postural control and postural stability in standing posture. **Neuroscience Letters**, v.340, n.2, p.83–86, 2003.
- CARVALHO, J. A. M.; GARCIA, R. A. O envelhecimento da população brasileira: um enfoque demográfico. **Caderno de Saúde Pública**, Rio de Janeiro, v.19, n.3, p.725-733, 2003.
- CENCIARINI, M.; PETERKA, R. J. Stimulus-dependent changes in the vestibular contribution to human postural control. **Journal of neurophysiology**, v. 95, n. 5, p. 2733-2750, 2006.
- CENSO, I. B. G. E. Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística. 2010.
- CHARLES, C. Et al. Over-stimulation of the vestibular system and body balance. **Journal of Vestibular Research**. V. 12, n.2–3, p.135–143, 2002.
- CORBEIL, P. Et al. Perturbation of the postural control system induced by muscular fatigue. **Gait & Posture**, v.18, n.2, p.92–100, 2003.
- COURTNEY, T. K. Et al. Occupational slip, trip, and fall-related injuries: can the contribution of slipperiness be isolated? **Ergonomics**, v.44, n.13, p.1118 – 1137, 2001.
- DALEY, M.; SPINKS, W. L. Exercise, morbility and aging. **Sports Medicine**, v.29, n.1, p.1-12, 2000.
- DALTON, B. H. Et al. Age-related reductions in the estimated numbers of motor units are minimal in the human soleus. **Muscle Nerve**. V38, p.1108-1115, 2008.
- DAVIDSON, B. S.; MADIGAN, M. L.; NUSSBAUM, M. A. Effects of lumbar extensor fatigue and fatigue rate on postural sway. **European Journal Applied Physiology**, v. 93, n.-2, p.183–189, 2004.
- DAY, B. L. Et al. Human body-segment tilts induced by galvanic stimulation: a vestibularly driven balance protection mechanism. **The Journal of physiology**, v. 500, n. Pt 3, p. 661-672, 1997.
- DE LUCA, C. J. Et al. Control scheme governing concurrently active human motor units during voluntary contractions. **The Journal of physiology**, v. 329, n. 1, p. 129-142, 1982.
- DERAVE, W. Et al. The influence of exercise and dehydration on postural stability. **Ergonomics**, v. 41, n. 6, p. 782-789, 1998.
- DONATH, L. Et al. Balance and gait performance after maximal and submaximal endurance exercise in seniors: is there a higher fall-risk?. **European Journal of Applied Physiology**, v. 113, n. 3, p. 661-669, 2013.

DUARTE, M. **Análise estabilográfica da postura ereta humana quasi-estática.** Tese apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Universidade de São Paulo- USP, como requisito parcial para Concurso de Livre Docência na área de Biomecânica, junto ao Departamento de Biodinâmica do Movimento do Corpo Humano, São Paulo- SP, 2000.

DUARTE, M.; FREITAS, S. M. S. F. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v.14, n.3, p.183-92, 2010.

DUARTE, M.; HARVEY, W.; ZATSIORSKY, V. M. Stabilographic analysis of unconstrained standing. **Ergonomics**, v.43, n.11, p.1824-1839, 2000.

DUARTE, M.; STERNAD, D. Complexity of human postural control in young and older adults during prolonged standing. **Experimental Brain Research**, v. 191, n. 3, p. 265-276, 2008.

DUARTE, M.; ZATSIORSKY, V. M. On the fractal properties of natural human standing. **Neuroscience Letters**, v.283, n.3, p.173-176, 2000.

DUARTE, M.; ZATSIORSKY, V. M. Patterns of center of pressure migration during prolonged unconstrained standing. **Motor Control**, v.3, n.1, p.12-27, 1999.

DUARTE, M.; ZATSIORSKY, V.M. Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance. **Experimental Brain Research**, v.146, n.1, p. 60-69, 2002.

EGERTON, T.; BRAUER, S. G.; CRESSWELL, A. G. Fatigue after physical activity in healthy and balance-impaired elderly. **Journal of Aging and Physical Activity**, v.17, n.1, p.89-105, 2009b.

EGERTON, T.; BRAUER, S. G.; CRESSWELL, A. G. The immediate effect of physical activity on standing balance in healthy and balance-impaired older people. Australas. **Australasian Journal on Ageing**, v. 28, n.2, p.93–96, 2009a.

ENRIGHT, P. L. Et al. The 6-min Walk testa Quick Measure of Functional Status in Elderly Adults. **CHEST Journal**, v. 123, n. 2, p. 387-398, 2003.

FABRÍCIO, S. C. C.; RODRIGUES, R. A. P.; JUNIOR, M. L. C. Falls among older adults seen at a São Paulo State public hospital: causes and consequences. **Revista Saúde Pública**, v.38, n.1, p.93-99, 2004.

FARIA, J. C. Et al. Importância do treinamento de força na reabilitação da função muscular, equilíbrio e mobilidade de idosos. **Acta Fisiátrica**, v.10, n.3, p.133-137, 2003.

FASANO A. Et al. The neurobiology of falls. **Neurological Sciences** .v. 33, p. 1215–1223, 2012.

FERNIE, G. R. Et al. The relationship of postural sway in standing: the incidence of falls in geriatric subjects. **Age and Ageing**, v.11, n.1, p.11-16, 1982.

- FERRAZ, M. A.; BARELA, J. A.; PELLEGRINI, A. M. Acoplamento Sensório-Motor no Controle Postural de Indivíduos Idosos Fisicamente Ativos e Sedentários. **Motriz**, v.7, n.2, p.99-105, 2001.
- FITZPATRICK, R. C.; DAY, B. L. Probing the human vestibular system with galvanic stimulation. **Journal Applied Physiology**, v.96, n.96, p.2301-2316, 2004.
- FOX, Z. G. Et al. Return of postural control to baseline after anaerobic and aerobic exercise protocols. **Journal of athletic training**, v. 43, n. 5, p. 456, 2008
- FRANSSON, P. A. Balance control and adaptation during vibratory perturbations in middle-aged and elderly humans. **European Journal of Applied Physiology**. V. 91, n. 5–6, p. 595–603, 2004.
- FREITAS, S. M. S. F. **Coordenação postural em adultos e idosos durante movimento voluntário na postura ereta**. 2005. Tese de Doutorado. Escola de Educação Física e Esporte. Universidade de São Paulo- USP, São Paulo- SP.,
- FREITAS, S. M. S. F. Et al. Age-related changes in human postural control of prolonged standing. **Gait & Posture**, Oxford, v. 22, n.4, p.322-330, 2005.
- FRERIKS, B. Et al. **European recommendations for surface electromyography**. The Netherlands: Roessingh Research and Development, 1999.
- GAUCHARD, G. C. Et al. Beneficial effect of proprioceptive physical activities on balance control in elderly human subjects. **Neurosciences Letters**, v.273, n.2, p.81–84, 1999.
- GAUCHARD, G. C. Et al. Effects of exercise-induced fatigue with and without hydration an static postural control in adult human subjects. **International Journal of Neuroscience**, v.112, n.10, p.1191–1206, 2002.
- GILLESPIE, L. D. Et al. Interventions for preventing falls in elderly people (Review). **The Cochrane Library**, v. 11, p. 1-289, 2007.
- GRIBBLE, P. A.; HERTEL, J. Effect of lower-extremity muscle fatigue on postural control. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.85, n.4, p.589–592, 2004.
- GURFINDEL V. S., LEVICK Y.S. Perceptual and automatic aspects of the postural body scheme. In: Paillard J, ed. **Brain and Space**. New York: Oxford Science, 1991.
- HARKINS, K. M. Et al. Effects of 2 ankle fatigue models on the duration of postural stability dysfunction. **Journal of Athletic Training**, v.40, n.3, p.191–196, 2005.
- HELBOSTAD, J. L. Et al. Consequences of lower extremity and trunk muscle fatigue on balance and functional tasks in older people: a systematic literature review. **BMC Geriatrics**, v.10, n.1, p.56, 2010.
- HERRMANN, C.M. et al. Effect of lumbar extensor fatigue on paraspinal muscle reflexes. **Journal of Electromyography & Kinesiology**. V. 16, p. 637–641, 2006.

- HOEPPNER, S. C.; RIMMER, J. H. Postural balance and self-reported exercise in older adults. **Adapted Physical Activity Quarterly**, v.17, p.69-77, 2000.
- HORAK F. B.; SHUPERT, C. L.; MIRKA, A. Components of postural dyscontrol in the elderly: a review. **Neurobiology and Aging**, v.10, n.6, p.727–738, 1989.
- HORAK, F. B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? **Age and Ageing**, v.35-S2, n. Suppl 2, p.ii7–ii11, 2006.
- HORAK, F. B.; HLAVACKA, F. Somatosensory loss increases vestibulospinal sensitivity. **Journal Neurophysiology**, v.86, n.2, p.575-585, 2001.
- HORAK, F. B.; MACPHERSON, J. M. Postural orientation and equilibrium, In: Rowell, L. B.; Sherpherd, J.T. (Ed). **Handbook of physiology: a critical, comprehensive presentation of physiological knowledge and concepts**. New York: Oxford American Physiological Society. P. 255-92, 1996.
- HORAK, F. B.; NASHNER, L. M. Central programming of postural movements: adaptation to altered support surface configurations. **Journal of Neurophysiology**, v.55, n.6, p.1369–1381, 1986.
- HORAK, F. B.; NASHNER, L. M.; DIENER, H. C. Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. **Experimental Brain Research**, v.82, n.1, p.167-177, 1990.
- HORAK, F.; DIENER, H. C. Cerebellar control of postural scaling and central set in stance. **Journal of Neurophysiology**. V. 72, n. 2, p. 479–493, 1994.
- HORAK, F.; KUO, A. Postural adaptation for altered environments, tasks, and intentions. In: **Biomechanics and neural control of posture and movement**. Springer New York, 2000. P. 267-281.
- IJKEMA-PAASSEN, J.; GRAMSBERGEN, A. Development of postural muscles and their innervation. **Neural Plasticity**. V. 12, p. 141–151, 2005.
- JEKA, J. J.; LACKNER, J. R. Fingertip contact influences human postural control. **Experimental Brain Research**, v.100, n.2, p.495-502, 1994.
- JOHNSTON, R. B. Et al. Effect of lower extremity muscular fatigue on motor control performance. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.30, n.12, p.1703–1707, 1998.
- JONES, C. J.; RIKLI, R. E. Measuring functional. **The Journal on active aging**, v. 1, p. 24-30, 2002.
- KENT-BRAUN et al. Human skeletal muscle responses vary with age and gender during fatigue due to incremental isometric exercise. **Journal Applied Physiology**. V. 93, p.1813-1923, 2002.

KONG, K. S. Et. Al. Psychosocial consequences of falling: the perspective of older Hong Kong chinese who had experienced recent falls. **Journal of Advanced Nursing**, v.37, n.3, p.234-242, 2002.

LACKNER, J. R.; DIZIO, P. Vestibular, proprioceptive, and haptic contributions to spatial orientation. **Annual Review Psychology**, v.56, p.115-147, 2005.

LEE, D. N.; LISHMAN, J. R. Vision- The most efficient source of proprioceptive: information for balance control. **Agressologie**, v.18 (A), p.83-94, 1977.

LEPERS, R. Et al. Posture control after prolonged exercise. **European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology**, v.76, n.1, p.55–61, 1997.

LEXELL, J. Human aging, muscle mass, and fiber type composition. **The Journal of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**. V. 50, n. Spec, p. 11–16, 1995

LIMA-COSTA, M. F; VERAS, R. Saúde pública e envelhecimento. **Cadernos de Saúde Pública**, Rio de Janeiro, v.19, n.3, p.700-701, 2003.

LIN, D. Et al. Acute effects of localized muscle fatigue on postural control and patterns of recovery during upright stance: influence of fatigue location and age. **European Journal of Applied Physiology**, v.106, n.3, p.425–434, 2009.

LIPSCHITZ, David A. Screening for nutritional status in the elderly. **Primary care**, v. 21, n. 1, p. 55-67, 1994.

LOPES, A. G.; RAZUKI, M.; BARELA, J. A. Efeitos da manipulação do estímulo visual e da intenção na oscilação postural de idosas. **Fisioterapia e Pesquisa**, São Paulo, v.16, n.1, p.52-58, 2009.

LOPES, K. T. Et al. Prevalência do medo de cair em uma população de idosos da comunidade e sua correlação com mobilidade, equilíbrio dinâmico, risco e histórico de quedas. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v.13, n.3, p.223-229, 2009.

MADELEINE, P.; VOIGT, M.; ARENDT-NIELSEN, L. Subjective, physiological and biomechanical responses to prolonged manual work performed standing on hard and soft surfaces. **European Journal of Applied Physiology And Occupational Physiology**, v.77, n.1-2, p.1–9, 1998.

MAKI, B. E.; HOLLIDAY, P. J.; TOPPER, A. K. A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. **The Journal of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**. V. 49, p. M72–M84, 1994.

MASSION, J. Postural control systems in developmental perspective. **Neuroscience & Biobehavioral Reviews**, v.22, n.4, p.465-472, 1998.

- MATSUDO, S. Et al. Questionário internacional de atividade física (IPAQ): estudo de validade e reprodutibilidade no Brasil; International physical activity questionnaire (IPAQ): study of validity and reliability in Brazil. **Revista Brasileira de Atividade Física & Saúde**, v. 6, n. 2, p. 05-18, 2001.
- MCCLENAGHAN, B. A. Et al. Spectral characteristics of aging postural control. **Gait & Posture**, v.4, n.2, p.112–121, 1996.
- MCCOLLUM G., SHUPERT C.L., NASHNER L.M. Organizing sensory information for postural control in altered sensory environments. **Journal of Theoretical Biology**, v.180, n.3, p.257-270, 1996.
- MEYER P.F., ODDSSON L.I. DE LUCA C.J. The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. **Experimental Brain Research**, v.156, n.4, p.505-512, 2004.
- MOCHIZUKI, L. ; AMADIO, A. C. As informações sensoriais para o controle postural. In. **Fisioterapia em Movimento**, v.19, n.2, p.11-18, 2006.
- MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A. C. Aspectos biomecânicos da postura ereta: a relação entre o centro de massa e o centro de pressão. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, v.3, n.3, p.77–83, 2003.
- NARDONE, A. Et al. Fatigue effects on body balance. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control**, v.105, n.4, p.309-320, 1997.
- NARDONE, A. Et al. Responses of leg muscles in humans displaced while standing: Effects of types of perturbation and of postural set. **Brain**, v.113, n.1, p.65–84, 1990.
- NARDONE, A. Et al. Time course of stabilometric changes after a strenuous treadmill exercise. **Archives Physical Medicine and Rehabilitation**. V. 79, p. 920–924, 1998.
- NASHNER, L. M. Adapting reflexes controlling the human posture. **Experimental Brain Research**. V. 26, p. 59–72, 1976.
- NASHNER, L. M.; MCCOLLUM, G. The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis. **Behavioral and Brain Sciences**, v.8, n.01, p.135-172, 1985.
- NIED, R. J.; FRANKLIN, B. Promoting and prescribing exercise for the elderly. **American Family Physician**, v.65, n.3, p.419-426, 2002.
- NIKOLIC, M. Et al. Muscle loss in elderly. **Collegium Antropologicum**. V. 34, p.105-108, 2010.
- OIE, K. S.; KIEMEL, T.; JEKA, J. J. Multisensory fusion: simultaneous re-weighting of vision and touch for the control of human posture. **Cognitive Brain Research**, v.14, n.1, p.164-76, 2002.

- OKADA, S. Et al. Age-related differences in postural control in humans in response to a sudden deceleration generated by postural disturbance. **European Journal of Applied Physiology**, v.85, n. 1-2, p.10-18, 2001.
- OLIVEIRA, J.; WACHTER, P. H.; AZAMBUJA, A. A. **Biofísica: para ciências biomédicas**. 1^a edição, Porto Alegre, RS: EDIPUCRS, 2002.
- PAILLARD, T. Effects of general and local fatigue on postural control: A review. **Neuroscience & Biobehavioral Reviews**, v. 36, n. 1, p. 162-176, 2012.
- PARREIRA, R. B. Et al. Effect of trunk extensor fatigue on the postural balance of elderly and young adults during unipodal task. **European Journal of Applied Physiology**, v. 113, p. 1989-1996, 2013.
- PERRACINI, M. R.; RAMOS, L. R. Fatores associados a quedas em uma coorte de idosos residentes na comunidade. **Revista de Saúde Pública**, v.36, n.6, p.709-716, 2002.
- PERRIN, P. Et al. Training improves the adaptation to changing visual conditions in maintaining human posture control in a test of sinusoidal oscillation of the support. **Neuroscience Letters**, v.245, n.3, p.155-158, 1998.
- PERRIN, P. P. Et al. Effects of physical and sporting activities on balance control in elderly people. **British Journal of Sport Medicine**, v.33, n.2, p.121-126, 1999.
- PÉRUCH, P. Et al. Spatial performance of unilateral vestibular defective patients in nonvisual versus visual navigation. **Journal of Vestibular Research**; v.9, n.1, p.37-47, 1999.
- PETERKA, R. J. Sensorimotor Integration in Human Postural Control. **Journal of Neurophysiology**, v.88, n.3, p.1097–1118, 2002.
- PIIRTOLA, M.; ERA, P. Force platform measurements as predictors of falls among older people – a review. **Gerontology**, v.52, n.1, p.1–16, 2006.
- POLLOCK, A. S. Et al. What is balance? **Clinical Rehabilitation**. V. 14, n. 4, p. 402–406, 2000.
- POWER, G. A.; DALTON, B. H. RICE, C. L. Human neuromuscular structure and function in old age. A brief review. **Journal of Sport and Health Science**. In press. 2013.
- PRIOLI, A. C. Et al. Task demand effects on postural control in older adults. **Human Movement Science**, v.25, n.3, p.435–446, 2006.
- RISKOWSKI, J. L. Et al. Proprioception, gait kinematics, and rate of loading during walking: are they related?. **JOURNAL OF MUSCULOSKELETAL AND NEURONAL INTERACTIONS**, v. 5, n. 4, p. 379, 2005.
- ROUGIER, P. Visual feedback induces opposite effects on elementary centre of gravity and centre of pressure minus centre of gravity motions in undisturbed upright stance. **Clinical Biomechanics**, Bristol, Avon, v.18, n.4, p.341-349, 2003.

- RUNGE, C. F. Et al. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. **Gait & Posture**, v. 10, n. 2, p. 161-170, 1999.
- RYS, M.; KONZ, S. Standing. **Ergonomics**, v.37, n.4, p.677–687, 1994.
- SANTOS, B.R. et al. Reliability of centre of pressure summary measures of postural steadiness in healthy young adults. **Gait & Posture**, v.27, n.3, p.408–415, 2008.
- SHUMWAY-COOK, A. Et al. Effectiveness of a community- based multifactorial intervention on falls and fall risk factors in community-living older adults: a randomized, controlled trial. **Journal of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v.62(12), p.1420-1427, 2007.
- SHUMWAY-COOK, A. Et al. The effects of two types of cognitive tasks on postural stability in older adults with and without a history of falls. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 52, n. 4, p. M232-M240, 1997.
- SIMONEAU, G. G. Et al. Role of somatosensory input in the control of human posture. **Gait & Posture**. V. 3, p. 115–122, 1995.
- SPEERS, R. A.; KUO, A. D.; HORAK, F. B. Contributions of altered sensation and feedback responses to changes in coordination of postural control due to age. **Gait & Posture**, v.16, n.1, p.20–30, 2002.
- STEL, V. S. Et al. Balance and mobility performance as treatable risk factors for recurrent falling in older persons. **Journal of Clinical Epidemiology**. V.56, p.659–668, 2003.
- STEMPLEWSKI, R. Et al. Effect of moderate physical exercise on postural control among 65–74 years old men. **Archives of Gerontology and Geriatrics**, v.54, n.3, p.279-283, 2012.
- STEMPLEWSKI, R. Et al. Habitual Physical Activity as a Determinant of the Effect of Moderate Physical Exercise on Postural Control in Older Men. **American Journal of Men's Health**. V.7, n.1, p.58-65, 2013.
- SWANENBURG, J. Et al. Compromising postural balance in the elderly. **Gerontology**, v. 55, n. 3, p. 353-360, 2009.
- SZPALSKI, M. Et al. The aging of the population: a growing concern for spine care in the twenty-first century. **European Spine Journal**, v.12, sup. 2, p.S81- S83, 2003.
- TANAKA, H.; MONAHAN, K. D.; SEALS, D. R. Age-predicted maximal heart rate revisited. **Journal of American College of Cardiology**, v.37, n.1, p.153-6, 2001.
- THOMAS, K. S.; VANLUNEN, B. L.; MORRISON, S. Changes in postural sway as a function of prolonged walking. **European Journal of Applied Physiology**, v. 113, n. 2, p. 497-508, 2013.
- TINETTI, M. E. Preventing falls in elderly persons. **The New England Journal of Medicine**, v.348, n.1, p.42–49, 2003.

- TINETTI, M.E.; SPEECHLEY, M.; GINTER, S.F. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. **The New England Journal of Medicine**, v.319, n.26, p.1701–1707, 1988.
- TOPPER, A. K.; MAKI, B. E.; HOLLIDAY, P. J. Are activity-based assessments of balance and gait in the elderly predictive of risk of falling and/or type of fall? **Journal of The American Geriatrics Society**. V. 41, p. 479-487, 1993.
- TOUPET, M.; GAGEY, P. M.; HEUSCHEN, S. Vestibular patients and aging subjects lose use of visual input and expend more energy in static postural control. In: Vellas, B.; Toupet, M.; Rubenstein, L.; Albareda, J. L.; Christen, Y. (Eds.) **Falls, balance and gait disorders in the elderly**. Paris: Elsevier, 1992, p. 1983-1998.
- VAN WEGEN, E. E. H.; VAN EMMERIK, R. E. A.; RICCIO, G. E. Postural orientation: age-related changes in variability and time-to-boundary. **Human Movement Science**, v. 21, n. 1, p. 61-84, 2002.
- VERDÚ, E. Et al. Influence of aging on peripheral nerve function and regeneration. **Journal of the Peripheral Nervous System**, v.5, n.4, p.191-208, 2000.
- VIEIRA, T. M. M.; OLIVEIRA, L. F. O.; NADAL, J. An overview of age-related changes in postural control during quiet standing tasks using classical and modern stabilometric descriptors. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.19, n.6, p.513–519, 2009.
- VOORRIPS, L. E. Et al. A physical activity questionnaire for the elderly. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 23, n. 8, p. 974- 979, 1991.
- VUILLERME, N.; HINTZY, F. Effects of a 200 W–15 min cycling exercise on postural control during quiet standing in healthy young adults. **European Journal of Applied Physiology**, v. 100, n. 2, p. 169-175, 2007.
- WALLMANN, H. W. The Basics of Balance and Falls. **Home Health Care Management & Practice**, v.21, n.6, p.436-439, 2009.
- WINTER, D. A. **Biomechanics and motor control of human movement**. Wiley – Interscience: Toronto-Ontario, 1990.
- WOOLLACOTT, M. H.; SCHUMWAY-COOK, A.; NASHNER, L. M. Aging and posture control: changes in sensory organization and muscular coordination. **The International Journal of Aging and Human Development**, v.23, n.2, p.97–114, 1986.
- WOOLLACOTT, M.; SHUMWAY-COOK, A. Changes in posture control across the life span: systems approach. **Journal of Physical Therapy**, v.70, n.12, p.799-807, 1990.
- WORLD HEALTH ORGANIZATION et al. Obesity: preventing and managing the global epidemic. Geneva: World Health Organization; 2000. **WHO Technical Report Series**, v. 894.

ZEMKOVÁ, E. Balance readjustment after different forms of exercise: a review. **International Journal Applied Sports Science**, v.21, n.1, p.45–60, 2009.

ZEMKOVÁ, E.; HAMAR, D. Postural sway response to exercise: the effect of intensity and duration. **International Journal Applied Sports Science**, v.17, n.1, p.1–6, 2005.

ZHANG, L.; DRURY, C.G.; WOOLEY, S. M. Constrained standing: evaluating the foot/floor interface. **Ergonomics**, v.34, n.2, p.175–192, 1991.

ZILIO, A. **Treinamento físico**: terminologia. 2 ed. Canoas, RS: Editora ULBRA, 2005.

APÊNDICES

APÊNDICE A

Termo de consentimento de participação.



UNIVERSIDADE

ESTADUAL DE LONDRINA

Centro de Educação Física e Esporte

Programa de Pós-Graduação Associado em Educação Física UEM/UEL

TERMO DE CONSENTIMENTO DE PARTICIPAÇÃO

Este é um convite especial para você participar voluntariamente do estudo “**O efeito agudo da atividade de caminhar e da atividade de permanecer em pé, durante 30 minutos, no controle postural em idosas e adultas jovens**”. Esta pesquisa será desenvolvida como dissertação do Programa de Mestrado em Educação Física associado das Universidades Estaduais de Maringá e Londrina (UEM/UEL), pela estudante Profª. Msd. Cristiane Regina Coelho Cândido, sob a orientação do Profº. Dr. Victor Hugo Alves Okazaki. Por favor, leia com atenção as informações abaixo antes de dar seu consentimento para participar ou não do estudo.

OBJETIVO DO ESTUDO

Analisar o efeito agudo da atividade de caminhar e da atividade de permanecer em pé, durante 30 minutos, no controle postural em idosas e adultas jovens.

PROCEDIMENTOS

O estudo será realizado em 3 sessões em dias diferentes:

1^a sessão: responder Ficha de Informações Pessoais e os questionários de atividade física. Realizar o teste de caminhada de 6 minutos e familiarização com os procedimentos experimentais com 2 horas de duração.

2^a sessões: Avaliação do controle postural antes e após o exercício a caminhada de 30 minutos e avaliação do período de descanso necessário 15 e 30 minutos com 2 horas de duração.

3^a sessão: Avaliação do controle postural antes e após o exercício de ficar em pé em 30 minutos e avaliação do período de descanso necessário 15 e 30 minutos com 2 horas de duração.

O período de intervalo entre as sessões de avaliação será no mínimo de 48 horas. Sobre a sua pele, a partir do processo de palpação, serão determinados alguns pontos anatômicos, nos quais serão fixados pequenos marcadores auto- adesivos (15mm) e eletrodos de superfície (2cm).

OBS: Este procedimento não apresenta dor ou risco para sua saúde.

BENEFÍCIOS ESPERADOS

Este estudo tem potencial para auxiliar no entendimento das implicações que a realização de atividade física por período prolongado possui sobre a manutenção do equilíbrio em idosos. Espera-se preencher uma lacuna no entendimento das estratégias de controle postural em idosos, na qual, pode-se permitir ao idoso entender a necessidade de maior cuidado após a realização de tarefas prolongadas (permanecer em pé e caminhar) além de conhecer o período e o tipo de repouso (sentado e deitado) necessário para restabelecer seu equilíbrio normal.

DESPESAS: o presente estudo não acarreta qualquer tipo de despesa ao participante.

PARTICIPAÇÃO VOLUNTÁRIA: A sua participação neste estudo é voluntária e terá plena e total liberdade para desistir do estudo a qualquer momento, sem que isso acarrete qualquer prejuízo para você.

GARANTIA DE SIGILO E PRIVACIDADE: As informações relacionadas ao estudo são confidenciais e qualquer informação divulgada em relatório ou publicação será feita sob forma codificada, para que a confidencialidade seja mantida. O pesquisador garante que o seu nome não será divulgado sob hipótese alguma.

ESCLARECIMENTO DE DÚVIDAS: Você pode e deve fazer todas as perguntas que julgar necessárias antes de concordar com a sua participação no estudo. Qualquer dúvida sobre o estudo ou sobre este documento pergunte diretamente à pesquisadora Cristiane Regina Coelho Cândido ou entre em contato no telefone (43) 91552964.

PESQUISADORES RESPONSÁVEIS: Prof. Dr. Victor Hugo Alves Okazaki e Prof. Msd. Cristiane Regina Coelho Cândido.

Diante do exposto acima eu, _____, portador do RG _____, declaro que fui esclarecido sobre os objetivos, procedimentos e benefícios do presente estudo. Participo de livre e espontânea vontade do estudo em questão. Foi-me assegurado o direito de abandonar o estudo a qualquer momento, se eu assim o desejar. Declaro também não possuir nenhum grau de dependência profissional ou educacional com os pesquisadores envolvidos nesse projeto (ou seja, os pesquisadores desse projeto não podem me prejudicar de modo algum no trabalho ou nos estudos), não me sentindo pressionado de nenhum modo a participar dessa pesquisa.

Londrina, _____ de _____ de _____.

Pesquisador
RG :

Responsável
RG:

APÊNDICE B

Distância prevista (metros) de (ENRIGHT et al. 2003) para as idosas e adultas jovens, distância prevista (metros) (JONES; RIKLI 2002) apenas para idosas e distância realizada no teste de 6 minutos de caminhada de cada participante.

Grupo	N	Distância Prevista (ENRIGHT et al. 2003)	Distância Prevista (JONES; RIKLI 2002)	Distância realizada
Idosas	1	354	392-534	540
	2	429	457-580	565
	3	410	457-580	471
	4	442	457-580	540
	5	412	457-580	560
	6	443	498-603	549
	7	448	498-603	504
	8	425	457-580	565
	9	426	438-562	586
	10	422	438-562	566
	11	420	457-580	560
	12	411	457-580	587
	13	462	498-603	553
	14	436	498-603	505
	15	405	457-580	520
	16	384	393-534	483
	17	436	498-603	560
	18	437	457-580	460
	19	429	498-603	540
	20	412	457-580	460
	21	389	393-534	448
	22	466	438-562	533
	23	340	351-493	560
Adultas Jovens	1	638	-	643
	2	687	-	698
	3	629	-	675
	4	650	-	720
	5	654	-	672
	6	654	-	666
	7	666	-	670
	8	665	-	671
	9	627	-	635
	10	687	-	700
	11	720	-	725
	12	709	-	715
	12	708	-	715
	14	702	-	710
	15	647	-	674
	16	719	-	730
	17	702	-	708
	18	673	-	680
	19	655	-	657
	20	654	-	680
	21	677	-	695
	22	653	-	778
	23	691	-	769

ANEXOS

ANEXO A

Parecer do comitê de ética – UEL.

 <p>UNIVERSIDADE ESTADUAL DE LONDrina</p> <hr/> <p>COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS Universidade Estadual de Londrina/ Hospital Universitário Regional Norte do Paraná Registro CONEP 268</p>	
<p>Parecer PF Nº. 263/09 CAAE Nº. 0205.0.268.000-09 FOLHA DE ROSTO Nº. 306910</p>	Londrina. 07 de maio de 2010.
<p>PESQUISADOR: VICTOR HUGO ALVES OKAZAKI CEFE/DEPTO DE EDUCAÇÃO FÍSICA</p>	
<p>Prezado Senhor:</p> <p>O "Comitê de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos da Universidade Estadual de Londrina/ Hospital Universitário Regional Norte do Paraná" (<u>Registro CONEP 268</u>)—de acordo com as orientações da Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde/MS e Resoluções Complementares, avaliou o projeto:</p> <p style="text-align: center;">"CONTROLE POSTURAL EM IDOSOS: EFEITO AGUDO DO EXERCÍCIO E REPOUSO SOBRE O EQUILÍBRIO"</p>	
<p>Situação do Projeto: APROVADO</p> <p>Informamos que deverá ser comunicada, por escrito, qualquer modificação que ocorra no desenvolvimento da pesquisa, bem como deverá apresentar ao CEP/UEL relatório final da pesquisa.</p>	
<p style="text-align: center;">Atenciosamente,</p> <p style="text-align: center;">  Profª. Dra. Alexandrina Aparecida Maciel Coordenadora Comitê de Ética em Pesquisa-CEP/UEL </p>	
<small> Campus Universitário: Rodovia Celso Garcia Cld (PR-445), km 230 - Fone (643) 371-4650 PABX - Fax 325-4610 - Cep 86051-990 - Internet http://www.uel.br Hospital Universitário/Centro de Ciências da Saúde: Av. Robert Koch, 66 - Vila Operária - Fone (643) 321-2000 PABX - Fax 327-8041 e 327-7695 - Cep 86051-791 - CEP 86035-440 LONDRINA - PARANÁ - BRASIL Form. Código 11.764 - Formato A4 (210x297mm) </small>	

ANEXO B

Ficha de Informações Pessoais (FREITAS, 2005).

Ficha de Informações Pessoais				
Nome:				
Data de nascimento: / /	idade:	Altura:	Peso:	
Endereço:	nº: complemento:			
Bairro:				
Cidade:	Estado:	CEP:		
Fone: ()	Celular: ()			
Anamnese clínica				
PROBLEMAS DE SAÚDE		Sim	Não	Observações
1	Pressão arterial alta			
2	Pressão arterial baixa			
3	Problema cardíaco			
4	Marca passo			
5	Colesterol			
6	Triglicérides alto			
7	Tireoide			
8	Diabete			
9	Osteoporose			
10	Artrite			
11	Artrose			
12	Tendinite			
13	Problema muscular			
14	Desvio na cervical			
15	Desvio na torácica			
16	Desvio na lombar			
17	Deficiência auditiva			
18	Aparelho auditivo			
19	Deficiência visual			
20	Óculos ou lentes			
21	Doença neurológica			
22	Crise convulsivas			
23	Deficiência física			
24	Órtese			
25	Prótese			
26	Labirintite			
27	Outros			
MEDICAMENTOS		Sim	Não	Posologia
1	Antidepressivos			
2	Diurético			
3	Hormônio			
4	Calmante			
5	Analgésico			
6	Anti- inflamatório			
7	Outros			
HÁBITOS COMUNS		Sim	Não	Tipo
1	Tabagismo			
2	Bebida alcoólica			
HISTÓRICO DE QUEDAS		Sim	Não	Frequência
1	Dificuldade para realizar movimentos rápidos			
2	Dificuldade de equilibrar-se			
3	Perde equilíbrio facilmente			
4	Tropeça facilmente			
5	Sente alguma coisa quando se levanta rapidamente			
6	Dificuldade para sentir a forma, textura, temperatura de objetos (pés)			
7	Sofre quedas			
8	Sente tontura durante a queda			
9	Quando ocorreu a queda mais recente			
10	Sofreu fraturas			
11	Outras lesões			
12	Fez cirurgia			
13	Outros			

ANEXO C

Questionário BAECKE de atividade física habitual (BAECKE; BUREMA; FRIJTERS, 1982):

1- Qual é a sua principal ocupação?

R: _____

Classificar de acordo com Ainswort:

- (1) LEVE
- (2) MODERADO
- (3) VIGOROSO

2- No trabalho você senta?

- (1) NUNCA
- (2) RARAMENTE
- (3) ÀS VEZES
- (4) FREQUENTEMENTE
- (5) SEMPRE

3- No trabalho você fica em pé?

- (1) NUNCA
- (2) RARAMENTE
- (3) ÀS VEZES
- (4) FREQUENTEMENTE
- (5) SEMPRE

4- No trabalho você anda?

- (1) NUNCA
- (2) RARAMENTE
- (3) ÀS VEZES
- (4) FREQUENTEMENTE
- (5) SEMPRE

5- No trabalho você carrega cargas pesadas?

- (1) NUNCA
- (2) RARAMENTE
- (3) ÀS VEZES
- (4) FREQUENTEMENTE
- (5) SEMPRE

6- Após o trabalho você fica cansado (a)?

- (1) MUITO FREQUENTEMENTE
- (2) FREQUENTEMENTE
- (3) ÀS VEZES
- (4) RARAMENTE
- (5) NUNCA

7- No trabalho você transpira?

- (1) MUITO FREQUENTEMENTE

- (2)FREQUENTEMENTE
- (3)ÀS VEZES
- (4)RARAMENTE
- (5)NUNCA

8- Em comparação com outras pessoas da sua idade você acha que seu trabalho é fisicamente?

- (1)BEM MAIS PESADO
- (2)MAIS PESADO
- (3)TÃO PESADO
- (4)MAIS LEVE
- (5)BEM MAIS LEVE

Escore de atividades ocupacionais= (Q1+ (6- Q2)+ Q3+Q4+Q5+Q6+Q7+Q8)/8

9- Você pratica esporte? () SIM () NÃO

Se sim:
Que esporte você pratica mais frequentemente? (Intensidade)

Quantas horas por semana? _____ (Tempo)
Quantos meses por ano? _____ (Proporção)

Se você pratica um segundo esporte:
Que esporte você pratica mais frequentemente? (Intensidade)

Quantas horas por semana? _____ (Tempo)
Quantos meses por ano? _____ (Proporção)

OBS: Questão 9 trocar as respostas pelos valores dos códigos da tabela 1 abaixo.

Tabela 1- Código de pontuação para a questão 9.

Código de Intensidade- Classificar de acordo com Ainswort		
1	0.76	Leve
2	1.26	Moderado
3	1.76	Vigoroso
Código de Tempo (hora)		
1	0.5	Menos que 1 hora por semana
2	1.5	1 a 2 horas por semana
3	2.5	2 a 3 horas por semana
4	3.5	3 a 4 horas por semana
5	4.5	Mais de 4 horas por semana
Código de Proporção (mês)		
1	0.04	Menos que 1 mês por ano
2	0.17	1 a 3 meses por ano
3	0.42	4 a 6 meses por ano
4	0.67	7 a 9 meses por ano
5	0.92	Mais de 9 meses por ano

10- Em comparação com outras pessoas da sua idade você acha que, durante as horas de lazer, a sua atividade física é:

- (1)MUITO MAIOR
- (2)MAIOR
- (3)A MESMA
- (4)MENOR
- (5)MUITO MENOR

11- Durante as horas de lazer você transpira?

- (1)MUITO FREQUENTEMENTE
- (2)FREQUENTEMENTE
- (3)ÀS VEZES
- (4)RARAMENTE
- (5)NUNCA

12-Durante as horas de lazer você pratica esporte?

- (1)NUNCA
- (2)RARAMENTE
- (3)ÀS VEZES
- (4)FREQUENTEMENTE
- (5)SEMPRE

Escore de atividade esportivas= (Q9= Esporte1 (intensidade*tempo*proporção)+ Esporte2 (intensidade*tempo*proporção))=> (Q9+Q10+Q11+Q12)/4=

13- Durante as horas de lazer você assiste televisão?

- (1)NUNCA
- (2)RARAMENTE
- (3)ÀS VEZES
- (4)FREQUENTEMENTE
- (5)SEMPRE

14- Durante as horas de lazer você anda?

- (1)NUNCA
- (2)RARAMENTE
- (3)ÀS VEZES
- (4)FREQUENTEMENTE
- (5)SEMPRE

15- Durante as horas de lazer você pedala?

- (1)NUNCA
- (2)RARAMENTE
- (3)ÀS VEZES
- (4)FREQUENTEMENTE
- (5)SEMPRE

16- Quantos minutos você anda e/ou pedala por dia para ir trabalhar, para ir para a escola, e para fazer compras? _____ minutos.

- (1)MENOS 5 MINUTOS

- (2) 5-15 MINUTOS
- (3) 15-30 MINUTOS
- (4) 30- 45 MINUTOS
- (5) MAIS QUE 45 MINUTOS

Escore de atividade de lazer= $((6-Q13)+Q14+Q15+Q16)/4=$

ESCORE TOTAL DE ATIVIDADES FÍSICA HABITUAL= escore de atividade ocupacional+ escore de atividades esportivas+ escore de atividades de lazer

ANEXO D

Questionário BAECKE de atividade física habitual modificado (VOORRIPS et al., 1991):

ATIVIDADES DE CASA

- 1- Você realiza algum trabalho leve em sua casa? (lavar louça, reparar roupas, tirar pó, etc.)**
 (0) NUNCA- menos de 1 vez por mês
 (1) ÀS VEZES- somente quando um parceiro ou ajudante não está disponível
 (2) QUASE SEMPRE- às vezes com ajudante
 (3) SEMPRE- sozinho ou com ajuda

- 2- Você realiza algum trabalho pesado em sua casa? (lavar pisos, janelas, carregar lixos, etc.)**
 (0) NUNCA- menos de 1 vez por mês
 (1) ÀS VEZES- somente quando um parceiro ou ajudante não está disponível
 (2) QUASE SEMPRE- às vezes com ajudante
 (3) SEMPRE- sozinho ou com ajuda

- 3- Para quantas pessoas você mantém a casa incluindo você mesmo?**
 _____ (preencher 0 se você respondeu nunca nas questões 1 e 2).

- 4- Quantos cômodos você tem que limpar, incluindo cozinha, quarto, garagem, banheiro, porão? (preencher 0 se você respondeu nunca nas questões 1 e 2).**
 (0) NUNCA FAZ TRABALHOS DOMÉSTICOS
 (1) 1-6 CÔMODOS
 (2) 7-9 CÔMODOS
 (3) 10 OU MAIS CÔMODOS

- 5- Se limpa algum cômodo, em quantos andares? _____ (preencher 0 se respondeu nunca na questão 4)**

- 6- Você prepara refeições quentes para si mesmo, ou você ajuda a preparar?**
 (0) NUNCA
 (1) ÀS VEZES (1 a 2 x na semana)
 (2) QUASE SEMPRE (3 a 5 x na semana)
 (3) SEMPRE (mais 5 x na semana)

- 7- Quantos lances de escada você sobe por dia? (1 lance de escada tem 10 degraus)**
 (0) EU NUNCA SUBO ESCADAS
 (1) 1-5
 (2) 6-10
 (3) MAIS DE 10

- 8- Se você vai para algum lugar em sua cidade, que tipo de transporte utiliza?**

- (0) EU NUNCA SAIO
- (1) CARRO
- (2) TRANSPORTE PÚBLICO
- (3) BICICLETA
- (4) CAMINHANDO

9- Com que frequência você faz compras?

- (0) NUNCA OU MENOS DE 1 VEZ POR SEMANA
- (1) 1 VEZ POR SEMANA
- (2) 2-4 VEZES POR SEMANA
- (3) TODOS OS DIAS

10- Se você sai para as compras, que tipo de transporte você utiliza?

- (0) EU NUNCA VOU AS COMPRAS
- (1) CARRO
- (2) TRANSPORTE PÚBLICO
- (3) BICICLETA
- (4) CAMINHANDO

Escore de atividades de casa= (Q1+ Q2+ Q3+Q4+Q5+Q6+Q7+Q8+ Q9+Q10)/10

ATIVIDADES ESPORTIVAS (Trocar pontuação com os códigos da Tabela 1):

11- Você pratica algum esporte? (bocha, ginástica, natação, hidroginástica, caminhada, etc.)

Esporte 1: _____ (Intensidade)
 Horas por semana: _____ (Tempo)
 Meses por ano: _____ (Proporção)

Esporte 2: _____ (Intensidade)
 Horas por semana: _____ (Tempo)
 Meses por ano: _____ (Proporção)

Escore de atividade esportivas= (Q11= Esporte 1 (intensidade*tempo*proporção)+ Esporte 2 (intensidade*tempo*proporção))

ATIVIDADES DE LAZER (Trocar pontuação com os códigos da tabela 1):

12- Você tem alguma atividade de lazer? (tricô, bordados, leitura, assistir tv, passear com o cão, bingo, dança de salão, etc).

Atividade1: _____ (Intensidade)
 Horas por semana: _____ (Tempo)
 Meses por ano: _____ (Proporção)

Atividade2: _____ (Intensidade)
 Horas por semana: _____ (Tempo)
 Meses por ano: _____ (Proporção)

Escore de atividade de lazer= (Q12= Atividade 1 (intensidade*tempo*proporção)+ Atividade 2 (intensidade*tempo*proporção))

ESCORE TOTAL DE ATIVIDADE FÍSICA HABITUAL MODIFICADO= escore de atividade de casa + escore de atividades esportivas + escore de atividade de lazer.

Tabela 1- Código de pontuação para as questões 11 e 12.

Código de Intensidade		
0	0.028	Deitado sem carga
1	0.146	Sentado sem carga
2	0.297	Sentado, movimentando mãos ou braços
3	0.703	Sentado, movimentando o corpo
4	0.174	De pé, sem carga
5	0.307	De pé, movimentando mãos ou braços
6	0.890	De pé, movimentando o corpo, andando
7	1.368	Andando, movimentando mãos ou braços
8	1.890	Andando, movimentando o corpo, andando de bicicleta ou nadando.
Código de Tempo (hora)		
0	0.5	Menos que 1 hora por semana
1	1.5	1 a 2 horas por semana
2	2.5	2 a 3 horas por semana
3	3.5	3 a 4 horas por semana
4	4.5	4 a 5 horas por semana
5	5.5	5 a 6 horas por semana
6	6.5	6 a 7 horas por semana
7	7.5	7 a 8 horas por semana
8	8.5	Mais de 8 horas por semana
Código de Proporção (mês)		
1	0.04	Menos que 1 mês por ano
2	0.17	1 a 3 meses por ano
3	0.42	4 a 6 meses por ano
4	0.67	7 a 9 meses por ano
5	0.92	Mais de 9 meses por ano

ANEXO E

Questionário Internacional de atividade física (IPAQ): forma curta

Nome: _____

Data: ____ / ____ / ____ Idade: _____ Sexo: F() M()

Você trabalha de forma remunerada: () Sim () Não

Quantas horas você trabalha por dia: _____

Quantos anos completos você estudou: _____

De forma geral sua saúde está:

() Excelente () Muito boa () Boa () Regular () Ruim

Nós estamos interessados em saber que tipos de atividade física as pessoas fazem como parte do seu dia a dia. Este projeto faz parte de um grande estudo que está sendo feito em diferentes países do mundo. Suas respostas nos ajudarão a entender que tão ativos nós somos em relação à pessoas de outros países. As perguntas estão relacionadas ao tempo que você gasta fazendo atividade física em **uma semana NORMAL, USUAL ou HABITUAL**. As perguntas incluem as atividades que você faz no trabalho, para ir de um lugar a outro, por lazer, por esporte, por exercício ou como parte das suas atividades em casa ou no jardim. Suas respostas são MUITO importantes. Por favor responda cada questão ,mesmo que considere que não seja ativo. Obrigado pela sua participação!

Para responder as questões lembre que:

- Atividades físicas **VIGOROSAS** são aquelas que precisam de um grande esforço físico e que fazem respirar **MUITO** mais forte que o normal.
- Atividades físicas **MODERADAS** são aquelas que precisam de algum esforço físico e que fazem respirar **UM POUCO** mais forte que o normal.

Para responder as perguntas pense somente nas atividades que você realiza por **pelo menos 10 minutos contínuos** de cada vez.

1a. Em quantos dias de uma semana normal, você realiza atividades **VIGOROSAS** por pelo menos 10 minutos contínuos, como por exemplo correr, fazer ginástica aeróbica, jogar futebol, pedalar rápido na bicicleta, jogar basquete, fazer serviços domésticos pesados em casa, no quintal ou no jardim, carregar pesos elevados ou qualquer atividade que faça você suar **BASTANTE** ou aumentam **MUITO** sua respiração ou batimentos do coração.

Dias _____ por SEMANA () Nenhum

1b. Nos dias em que você faz essas atividades vigorosas por **pelo menos 10 minutos contínuos**, quanto tempo no total você gasta fazendo essas atividades **por dia**?

Horas: _____ minutos: _____

2 a. Em quantos dias de uma semana normal, você realiza atividades **MODERADAS** por pelo menos 10 minutos contínuos, como por exemplo pedalar leve na bicicleta, nadar, dançar, fazer ginástica aeróbica leve, jogar vôlei recreativo, carregar pesos leves, fazer serviços domésticos na casa, no quintal ou no jardim como varrer, aspirar, cuidar do jardim, ou qualquer atividade que faça você suar leve ou aumentam **moderadamente** sua respiração ou batimentos do coração (**POR FAVOR NÃO INCLUA CAMINHADA**)

Dias _____ por SEMANA () Nenhum

2b. Nos dias em que você faz essas atividades moderadas por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gasta fazendo essas atividades por dia?

Horas _____ minutos _____

3 a. Em quantos dias de uma semana normal você caminha por pelo menos 10 minutos contínuos em casa ou no trabalho, como forma de transporte para ir de um lugar para outro, por lazer, por prazer ou como forma de exercício?

Dias _____ por SEMANA () Nenhum

3 b. Nos dias em que você caminha por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gasta caminhando por dia?

Horas _____ minutos _____

4 a. Estas últimas perguntas são em relação ao tempo que você gasta sentado ao todo no trabalho, em casa, na escola ou faculdade e durante o tempo livre. Isto inclui o tempo que você gasta sentado no escritório ou estudando, fazendo lição de casa, visitando amigos, lendo e sentado ou deitado assistindo televisão.

Quanto tempo por dia você fica sentado em um dia da semana?

Horas _____ minutos _____

4b. Quanto tempo por dia você fica sentado no final de semana?

Horas _____ minutos _____

ANEXO F

Escala de 15 escore para avaliação de percepção de esforço- RPE (BORG, 1982; 2000).

6	Sem nenhum esforço
7	Extremamente leve
8	-
9	Muito Leve
10	-
11	Leve
12	-
13	Um pouco intenso
14	-
15	Intenso (pesado)
16	-
17	Muito intenso
18	-
19	Extremamente intenso
20	Máximo Esforço