
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM DESENVOLVIMENTO
HUMANO E TECNOLOGIAS**

**INDICADORES BIOMECÂNICOS DO RISCO DE QUEDAS EM MARCHA COM
DUPLAS TAREFAS E A INFLUÊNCIA DO TREINAMENTO DE EQUILÍBRIO
COM HASTE VIBRATÓRIA: DIFERENÇAS ENTRE IDOSOS CAIDORES E NÃO
CAIDORES**

CAMILLA ZAMFOLINI HALLAL

CAMILLA ZAMFOLINI HALLAL

**INDICADORES BIOMECÂNICOS DO RISCO DE QUEDAS EM MARCHA COM
DUPLAS TAREFAS E A INFLUÊNCIA DO TREINAMENTO DE EQUILÍBRIO
COM HASTE VIBRATÓRIA: DIFERENÇAS ENTRE IDOSOS CAIDORES E NÃO
CAIDORES**

Orientador: Prof. Dr. Mauro Gonçalves
Universidade Estadual Paulista

Co-orientador: Prof. PhD. Edgar Ramos Vieira
Florida International University

Tese apresentada ao Instituto de Biociências do Câmpus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Doutor, Programa de Pós Graduação em Desenvolvimento Humano e Tecnologias.

Você cria sua vida com seus pensamentos. Aquilo em que você pensa e se concentra vai se manifestar como sua vida. Com esse poderoso conhecimento, você pode mudar por completo qualquer circunstância e acontecimento, ao mudar seu modo de pensar.

Rhonda Byrne

Apresentação	005
Introdução	007
Artigo 1	011
Artigo 2	039
Artigo 3	057
Artigo 4	082
Conclusão Geral	103
Referências introdutórias	105

A presente Tese de Doutorado foi desenvolvida no Laboratório de Biomecânica do Departamento de Educação Física do Instituto de Biociências da Universidade Estadual Paulista (campus de Rio Claro), sob a orientação do Prof. Titular Dr. Mauro Gonçalves (Universidade Estadual Paulista). A apresentação dá-se inicialmente por uma breve introdução com o objetivo de contextualização do tema principal, seguida por 4 artigos científicos, os quais, estão submetidos para as revistas científicas da área.

Estes artigos originalmente foram submetidos em inglês de acordo com a exigência e origem das revistas, entretanto, para efeito da apresentação neste momento como parte integrante desta tese, os mesmos serão apresentados em português assim como as figuras e tabelas, que também estarão localizadas no corpo do texto na sequência em que são citadas nos artigos originais. Abaixo estão listados os artigos científicos que compõe a Tese de Doutorado, bem como seus respectivos autores e periódicos encaminhados.

- Artigo 1: Hallal CZ; Marques NR; Vieira ER; Cardozo AC; Serapião ABS; Fischer CN; Carvalho VO; Gonçalves M. Identificação de parâmetros biomecânicos e metabólicos classificadores de idosos caidores e não caidores com o uso de algoritmo de aprendizagem de máquina. *Physical Therapy*.
- Artigo 2: Hallal CZ; Marques NR; Vieira ER; LaRoche DP; Gonçalves M;. Identificação de idosos caidores por meio de diferentes métodos de análise de variabilidade de parâmetros temporais da marcha. *Gait & Posture*.
- Artigo 3: Hallal CZ; Marques NR, Gonçalves M. Treinamento de equilíbrio com haste vibratória: efeito sobre ativação muscular do membro inferior e o comprimento de passada de idosos. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*.
- Artigo 4: Hallal CZ; Marques NR, Gonçalves M. Treino. Variabilidade de parâmetros eletromiográficos da marcha com dupla tarefa: efeito de 8 semanas de treinamento de equilíbrio com haste vibratória. *Revista Terapia Manual*.

O crescimento da população de idosos nas últimas décadas é considerado um fenômeno mundial relacionado, entre outros fatores, à melhoria nas condições de saúde e aos avanços da área médica (IBGE, 2000; Woolf, Pflieger, 2003; Hirano, Fraga, Mantovani, 2007; VanDieen, Pijnappels, 2008; Lopes et al, 2009). Em 1998, a contagem demográfica dos idosos apontou cerca de 579 milhões de indivíduos e as projeções mostram que em 2050, a população idosa será de aproximadamente 1,9 bilhões de pessoas (Lopes et al, 2009).

No Brasil, segundo censo realizado em 2000, o número de idosos alcançou 15 milhões, o que o classificou como o sétimo país mundial com maior população idosa e estima-se que em 2025, ocupe o sexto lugar (IBGE, 2000; Lopes et al, 2009). Dados demográficos atualizados apontam que a representatividade dos grupos etários, até 25 anos, no total da população Brasileira em 2010 diminuiu exponencialmente na última década, ao passo que os demais grupos etários aumentaram a sua participação (IBGE, 2010). Desde modo, observa-se, simultaneamente, o alargamento do topo da pirâmide etária, evidenciado pelo crescimento da participação relativa da população com 65 anos de idade ou mais. Em percentuais, a participação relativa dos idosos na população brasileira era de 4,8% em 1992, passando para 5,9% em 2000 e chegando a 7,4% em 2010 (IBGE, 2010).

O processo do envelhecimento gera modificações funcionais e estruturais do organismo. A associação do envelhecimento fisiológico como a diminuição das funções cardiovasculares, respiratórias, hormonais e neuromusculares, com as doenças crônicas degenerativas, as quais tem alta prevalência em idosos, torna esta população vulnerável a deteriorização físico-funcional (Bassey, 1997; Meuleman et al., 2000; Faria et al., 2003, Clarke, 2004). Assim, a diminuição da acuidade visual, degeneração do sistema vestibular, diminuição dos mecanismos de tempo de atenção e reação refletem a não integridade dos mecanismos posturais dos idosos para lidar com situações de instabilidade durante as atividades de vida diárias e conseqüentemente aumentam o risco de quedas (Colledge, 1997; Polcyn et al., 1998, Burnfield et al., 2000; Thelen et al., 2000, Faria et al., 2003; Ribeiro, Pereira, 2005; Silva et al., 2006; Hirano, Fraga, Mantovani, 2007; Pijnappels et al., 2008a; Pijnappels et al., 2008b; VanDieen, Pijnappels, 2008).

As quedas são eventos muito comuns durante as atividades cotidianas, principalmente na população idosa (Pijnappels, Bobert e VanDieen, 2001; Menezes e Bachion, 2008; VanDieen e Pijnappels, 2008; Bruijn et al, 2009). Cerca de 30 a 40% dos indivíduos com mais de 65 anos caem todos os anos e estes percentuais são ainda mais

elevados em idosos mais velhos, os quais podem sofrer lesões graves em decorrência das quedas, como fraturas de quadril e traumas na cabeça (Shobha e Rao, 2005). As consequências da queda são potencialmente danosas e sua ocorrência contribui para a prevalência de problemas de saúde e diminuição da qualidade de vida, sendo considerada uma das principais causas de lesões e morte em idosos (Cumming et al, 2000; Lord e Dayhew, 2001; Chambers e Chan, 2007; VanDieen e Pijnappels, 2008; Zenewton e Conesa, 2008).

A maioria dos episódios de quedas em idosos ocorre nas proximidades de suas residências ou mesmo dentro das residências (Shobha e Rao, 2005). As causas das quedas são multifatoriais, porém mais de 50% dos casos ocorrem durante a marcha (Menz; Lord; Fitzpatrick, 2003; Talbot et al, 2005; Baird e Richard, 2009; Hollman, Youdas e Lanzino, 2009).

Distúrbios da marcha são problemas frequentemente encontrados nos idosos e o envelhecimento é considerado o principal fator de risco para este achado (Stolze, Klebe e Baecker, 2005; Jahn, Zwergal e Schniepp, 2010). Além da degeneração neuromotora inerente ao envelhecimento, uma grande variedade de doenças senis podem causar alterações na marcha, com conseqüente imobilidade, quedas e prejuízos à qualidade de vida destes indivíduos (Stolze et al., 2004). Estudos realizados por Verghese et al. (2006) mostraram que cerca de 35% dos idosos com mais de 70 anos e 80% dos idosos com mais de 85 anos apresentam mudanças nos padrões da marcha.

A integridade dos mecanismos posturais para lidar com a instabilidade durante a marcha é degradada com o passar dos anos (Polcyn et al., 1998). Mudanças estruturais no sistema locomotor, como a diminuição da força e da flexibilidade decorrentes do processo de envelhecimento são fatores que influenciam os padrões cinemáticos e cinéticos da marcha (Buchner et al, 1996; Kerrigan et al, 1998; Hausdorff et al., 2001; Carvalho, Soares, 2004).

A prática regular de exercícios físicos para a população idosa tem sido apontada como importante fator de intervenção no tratamento e recuperação de algumas doenças senis e prevenção de quedas (Basseby, 1997; Teixeira et al., 2008). Os efeitos do exercício físico com vibração sobre o corpo humano têm sido bastante documentados (Torvinen, Kannus, Sievanen et al., 2002; Delecluse, Roelants, Verschueren, 2003; Verschueren et al., 2004; Cormie et al., 2006; Roelants et al., 2006; Bogaerts et al., 2007; Rees, Murphy, Watsford, 2007). Muitos estudos indicam melhora no controle postural de indivíduos submetidos a treinamento com vibração do corpo inteiro e efeitos semelhantes foram encontrados acerca da atividade

muscular, força, potência e flexibilidade (Torvinen et al., 2002; Delecluse, Roelants, Verschueren, 2003; Verschueren et al., 2004; Cormie et al., 2006; Roelants et al., 2006; Bogaerts et al., 2007; Rees, Murphy, Watsford, 2007).

Além dos equipamentos de vibração local e do corpo todo, as hastes vibratórias também vêm sendo exploradas pela comunidade científica devido aos seus efeitos na ativação muscular. O treino com haste vibratória distingue-se dos demais treinos com vibração pelo comportamento passivo da haste, cuja vibração não é produzida por força externa, mas pela contração muscular (Hallal, Marques e Gonçalves, 2011). As rápidas contrações musculares concêntricas e excêntricas advindas da movimentação da haste geram co-contração dos grupos musculares envolvidos, o que aumenta o controle central e periférico da posição articular. Lister et al. (2007) identificou por meio da EMG, que os músculos supraespinhal, trapézio fibras superiores e trapézio fibras inferiores possuem maior atividade durante exercícios executados com o uso de haste vibratória do que com faixa elástica ou cargas livres.

Outros autores mostraram efeitos positivos do treinamento de indivíduos jovens, com hastes vibratórias, na força muscular, resistência e equilíbrio (Sugimoto, Blanpied, 2006; Anders et al., 2007; Buteau et al., 2007; Lister et al., 2007; Moreside, et al., 2007). Estudo realizado por Hallal, Marques e Gonçalves (2010) apontam que o treino de equilíbrio com haste vibratória proporciona uma diminuição do risco de quedas em idosas ativas segundo a Escala de Equilíbrio de Berg. Entretanto, não há estudos na literatura que mostrem, por meio da avaliação biomecânica, o impacto do treinamento de equilíbrio com hastes vibratórias sobre as capacidades funcionais de idosos. Deste modo, apesar do uso bastante difundido no treinamento e reabilitação, os efeitos da vibração no corpo humano ainda são pouco entendidos, principalmente para a população idosa.

**IDENTIFICAÇÃO DE PARÂMETROS BIOMECÂNICOS E METABÓLICOS
CLASSIFICADORES DE IDOSOS CAIDORES E NÃO CAIDORES COM O USO DE
ALGORÍTMO DE APRENDIZAGEM DE MÁQUINA**

Camilla Zamfolini Hallal^I, Nise Ribeiro Marques^I, Edgar Ramos Vieira^{II}, Adalgiso Coscrato
Cardozo^I, Adriane Beatriz de Souza Serapião^{III}, Verônica Oliveira de Carvalho^{III}, Carlos
Noberto Fischer^{III}, Mauro Gonçalves^I

^I Departamento de Educação Física. Universidade Estadual Paulista. Instituto de Biociências IB/UNESP. Rio Claro. SP. Brasil.

^{II} Department of Physical Therapy. Florida International University. Miami. FL. United States of America.

^{III} Departamento de Estatística, Matemática Aplicada e Computação. Universidade Estadual Paulista. Instituto de Geociências e Ciências Exatas IGCE/UNESP. Rio Claro. SP. Brasil.

Agradecimentos: Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (Fapesp) e Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq)

RESUMO

As quedas são responsáveis pela dependência funcional, institucionalização, medo de cair e perda de confiança em idosos. Existem associações entre risco de quedas e alterações em parâmetros biomecânicos e metabólicos da marcha de idosos. Entretanto, não existe na literatura estudos que comprovem a eficácia desses métodos para discriminar idosos caidores e não caidores com limiares classificadores. Os objetivos deste estudo foram identificar entre parâmetros biomecânicos e metabólicos as melhores variáveis preditoras de quedas em idosos e identificar pontos de corte classificadores. Participaram do estudo 37 idosos do gênero feminino divididos em caidores e não caidores. Foram coletados os torques articulares do quadril, joelho e tornozelo; custo energético durante a marcha; e variabilidade do tempo das fases da marcha. Para análise dos dados foi utilizado o algoritmo C4.5 de aprendizado de máquinas. A variabilidade do tempo de apoio mostrou-se capaz de distinguir os grupos de idosos caidores e não caidores com 93% de sensibilidade, 100% de especificidade e ponto de corte de 0.101917. O máximo torque isométrico flexor de joelho também foi capaz de distinguir os grupos com 87% de sensibilidade, 76% de especificidade e ponto de corte de 62.52 N.m/Kg. As demais variáveis foram irrelevantes e não contribuíram para padrões discriminativos. O algoritmo de aprendizagem de máquina simbólico (C4.5) mostrou-se capaz de extrair conhecimento sobre os dados coletados e classificar idosos caidores e não caidores a partir de pontos de corte. Este método permitiu identificar que as variáveis de variabilidade do tempo de apoio e máximo torque isométrico flexor de joelho são capazes de discriminar idosos caidores e não caidores e pode contribuir para a identificação precoce de idosos caidores e implementação de programas de prevenção e tratamento.

Palavras-chave: quedas; marcha; variabilidade; aprendizado de máquina

INTRODUÇÃO

Quedas são um grande problema de saúde pública e responsáveis por metade de todas as injúrias relacionadas a morte em pessoas com mais de 65 anos (Cali and Kiel 1995; Callisaya et al 2011; Schulz 2012). Aproximadamente um terço dos idosos apresentaram histórico de quedas no último ano (Saiko et al. 2012) e estas são a maior causa de fratura de quadril, responsáveis por 1.7 milhões de casos no mundo em 1990, os quais irão aumentar para 6.3 milhões em 2050 se a incidência de quedas na população idosa se mantiver estável (Kiel et al. 1991; Sambrook and Cooper 2006). Além disso, as quedas resultam em redução da independência funcional, institucionalização e medo de cair (Tinetti et al. 1993; Cummings and Nevitt 1994; Stel et al. 2004; Rubenstein 2006; Toebes et al. 2012). Como aproximadamente 67% das quedas ocorrem durante a marcha (Cali and Kiel 1995; Schulz 2012), é essencial que os fatores que corroboram para o aumento do risco de quedas durante a marcha de idosos sejam identificados (Callisaya et al 2011).

Estudos mostram que os idosos mudam o padrão cinemático da caminhada para evitar obstáculos que poderiam perturbar a marcha e provocar uma queda, entretanto, estas adaptações podem resultar em um padrão de marcha menos eficiente e risco de quedas aumentado (Brach et al. 2005; Kuo and Donelan 2010). Contudo, não há consenso na literatura sobre qual parâmetro cinemático seria o melhor preditor do risco de quedas em idosos. Resultados de estudos anteriores mostraram diferenças significativas entre idosos caidores e não caidores para parâmetros espaço-temporais como velocidade, comprimento de passo e tempo da fase de duplo apoio (Lord et al. 1996; Maki 1997; Hausdorff et al. 2001; Montero-Odasso et al. 2005). Entretanto, as medidas de variabilidade dos parâmetros cinemáticos da marcha se mostraram mais promissoras na predição do risco de quedas em idosos (Callisaya et al 2011). Assim, o aumento da variabilidade do tempo de passo pode fornecer informações sobre alterações no controle neural da marcha que pode ser afetada por patologias ou pelo processo de envelhecimento (Gabell et al. 2006; Hausdorff 2007; Lord et al. 2011). Em recente realizado por Hallal et al (2013) foi encontrado que idosos apresentam variabilidade do tempo de passada maior do que em jovens durante a caminhada em esteira em velocidade de preferência.

A força dos membros inferiores também tem sido apontada como um fator determinante para a ocorrência de quedas em idosos (Lord et al. 2003; Moreland et al. 2004; Rubenstein 2006; Skelton et al. 2002). Neste sentido, a menor capacidade de gerar torque rapidamente aumenta o tempo de resposta motora após uma situação de desequilíbrio, favorecendo a ocorrência de quedas (Thelen et al. 1996, Bento et al. 2010). O menor pico de torque de tornozelo e a redução da taxa de geração de força nas articulações dos membros inferiores durante o desprendimento do pé tornam os idosos mais susceptíveis às quedas do que indivíduos jovens (Pijnappels et al. 2005). Assim, as alterações de força muscular dos membros inferiores em idosos está relacionada à instabilidade postural (Billot et al. 2010). Em estudo realizado por Wyszomierski et al. (2009) foi mostrada a relação entre a força de flexores/extensores de joelho e a severidade de desequilíbrios, sendo que a habilidade de gerar maior e mais rápida força de flexores/extensores de joelho auxilia na capacidade de recuperação da postura estável em desequilíbrios graves.

O custo energético da marcha de idosos é cerca de 23% maior do que jovens e este aumento contribui para a instalação de fadiga e consequente aumento do risco de quedas (Hortobágyi et al. 2011, Peterson and Martin 2011). O comprometimento da capacidade de otimizar a energia mecânica durante a marcha pode ser um dos fatores responsáveis pelo maior gasto energético de idosos. Além disso, a diminuição da velocidade da marcha também contribui para o aumento no gasto energético (LaStayou 2003, Whittington 2008, Wert 2010). Schrack et al. (2013) mostraram em seu estudo que o custo energético tem forte associação com a velocidade da marcha em idosos que apresentam velocidade de caminhada rápida no limite do nível considerado necessário para uma vida independente.

Existem associações entre risco de quedas e alterações em parâmetros biomecânicos e metabólicos da marcha de idosos. Em estudo recente, Marques et al. (2013) encontraram correlação entre redução da força muscular extensora do quadril e aumento do gasto energético em idosos caídores. Pijnappels et al. (2008) realizaram análise discriminativa para encontrar modelos preditores de quedas em idosos usando variáveis dinamométricas e mostrou que a máxima força no leg-press horizontal é um bom preditor, pois resultou em 94% de classificações corretas. Entretanto, embora a avaliação da força muscular, da cinemática da marcha e do gasto energético de idosos apresentem-se como importantes ferramentas de avaliação do risco de quedas, não existem na literatura estudos que comprovem a eficácia destes métodos para discriminar idosos caídores e não caídores com limiares classificadores.

Assim, os objetivos deste estudo foram identificar entre parâmetros biomecânicos e metabólicos as melhores variáveis preditoras de quedas em idosos e identificar pontos de corte classificadores. Nós hipotetizamos que entre as importantes variáveis cinemáticas, dinamométricas e metabólicas, usadas na literatura para avaliar o risco de quedas em idosos, exista, uma ou mais, capaz de classificar um indivíduo idoso como caidor ou não caidor com base em valores de corte identificados por meio de algoritmos de aprendizagem de máquina simbólicos.

MÉTODOS

Trinta e sete idosos do gênero feminino participaram do estudo (idade 67.8 ± 7.1). Todas as participantes eram ativas e não apresentaram dor, fratura ou lesões musculoesqueléticas nos seis meses que antecederam o estudo ou doença neurológica, cardiovascular ou respiratória. Todos os procedimentos foram aprovados pelo Comitê de Ética da Universidade Estadual Paulista e todos os sujeitos assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido antes das coletas de dados.

Histórico de quedas e avaliação física

Os sujeitos foram divididos em 2 grupos: idosos caidores ($n=15$) e não caidores ($n=22$) baseado no auto-relato de quedas nos 12 meses pregressos ao estudo (Bento et al. 2010). Queda foi definida como uma perturbação do equilíbrio que causou um significativo contato do corpo com o solo, com ou sem a ocorrência de lesões (Buchner et al. 1997). Os participantes foram classificados como caidores quando houve relato de um ou mais episódios de quedas no ano antecedente ao estudo.

A idade, massa corporal, altura, índice de massa corporal, taxa metabólica basal e taxa metabólica durante a marcha foram similares entre os grupos de idosos caidores e não caidores. O Mini Exame do Estado Mental foi usado para identificar demência ou alterações cognitivas (score < 20). A Tabela 1 mostra as características dos sujeitos, divididos em grupo de caidores e não caidores.

Tabela 1: Características dos sujeitos

	Caidores (n=15)	Não caidores (n=22)	p
Idade (anos)	69.6 (\pm 8.1)	66.1 (\pm 6.2)	0.1
Massa Corporal (Kg)	66.8 (\pm 9.2)	65.3 (\pm 13.6)	0.6
Altura (m)	1.51 (\pm 0.06)	1.54 (\pm 0.05)	0.2
Índice de massa corporal ($\text{kg}\cdot\text{m}^{-2}$)	28.9 (\pm 3.2)	27.4 (\pm 4.9)	0.2
Mini Exame do Estado Mental	22.9 (\pm 4.8)	24.1 (\pm 6.05)	0.5
Número de quedas (por ano)	1.8 (\pm 1.3)	-	-
Taxa metabólica basal ($\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$)	4.2 (\pm 0.7)	3.9 (\pm 0.5)	0.3
Taxa metabólica durante a marcha ($\text{ml}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{min}^{-1}$)	13.3 (\pm 3.1)	11.8 (\pm 1.9)	0.1

Medidas de capacidade física

Os participantes visitaram o laboratório duas vezes (entre 24-72hs) para a coleta dos dados cinemáticos, metabólicos e dinamométricos. No primeiro dia de coleta de dados foram selecionadas a velocidade de preferência em solo e em esteira; e foram mensurados os torques articulares do quadril, joelho e tornozelo. A velocidade de preferência em esteira foi determinada com base na média da velocidade de preferência em solo (10 metros) durante três tentativas consecutivas (Watt et al, 2010). Os sujeitos iniciaram a marcha em esteira com 50% da velocidade média da marcha em solo. A velocidade da esteira foi gradualmente aumentada (0.1km/h) até que o voluntário reportasse que a velocidade estava rápida demais, então a velocidade era gradualmente reduzida (0.1km/h) até que o voluntário reportasse que a velocidade estava muito lenta. Este procedimento foi repetido três vezes e a média das velocidades rápidas e lentas foi definida como a velocidade de preferência em esteira. No segundo dia de coleta de dados foi medido o gasto energético durante o repouso na postura sentada, via calorimetria indireta, e realizada a familiarização com a marcha em esteira na velocidade de preferência. Após, foram coletadas as variáveis cinemáticas e o custo energético durante a marcha em esteira na velocidade de preferência.

Para a avaliação dinamométrica foram avaliados os torques isocinéticos e isométricos do quadril, joelho e tornozelo. Os voluntários foram avaliados por meio do dinamômetro isocinético System 4 PRO (Biodex®) com uma frequência de amostragem de 100 Hz. Antes da avaliação dinamométrica os voluntários realizaram um aquecimento de 5 minutos de caminhada em esteira na velocidade de preferência. Cinco repetições submáximas

de cada exercício foram realizadas para a familiarização com o protocolo e cinco repetições máximas foram coletadas para análise. A sequência das articulações avaliadas e o tipo de contração foi aleatorizada. Foi realizado estímulo verbal padronizado para obter o máximo esforço durante as contrações, e os procedimentos foram explicados aos voluntários antes de cada teste.

Os torques isométricos e isocinéticos flexores e extensores de joelho foram mensurados com os voluntários sentados em flexão de quadril de 90°. O dinamômetro foi alinhado ao eixo de rotação do joelho e a resistência foi colocada sobre a tíbia. O teste isocinético foi iniciado a 90° de flexão de joelho e finalizado a 60° de extensão de joelho a 120 graus por segundo. O teste isométrico foi realizado a 30° de flexão de joelho. Os torques isocinéticos e isométricos de flexão plantar e dorsiflexão de tornozelo foram mensurados com os sujeitos em posição supina. O joelho e quadril foram fletidos e o tornozelo foi posicionado em posição neutra de inversão-eversão. O dinamômetro foi alinhado com o eixo de rotação da articulação do tornozelo e o pé foi fixado. O teste isocinético foi iniciado com 10° de dorsiflexão e finalizado a 30° de flexão plantar a 120 graus por segundo. O teste isométrico foi realizado na posição neutra de tornozelo. Os torques isométricos e isocinéticos de flexão e extensão do quadril foram mensurados na posição supina. A resistência foi colocada na coxa do membro testado e o dinamômetro foi alinhado com o eixo de rotação da articulação do quadril. O teste isocinético foi iniciado com o quadril flexionado a 10° até 60° de flexão a 120 graus por segundo. A avaliação isométrica foi realizada a 60° de flexão de quadril. Todas as medidas de torque foram normalizadas pela massa corporal dos sujeitos.

O tempo de apoio, tempo de balanço e tempo de passada foram determinados usando sensores de pressão (Foot switches, Noraxon®, Arizona, USA) com frequência de amostragem de 2000 Hz. Os sensores foram colocados sob o hálux, primeiro metatarso, quinto metatarso e calcâneo do membro inferior dominante. Os sujeitos caminharam sobre a esteira (Millennium Super ATL) em velocidade de preferência por 3 minutos consecutivos. Os parâmetros temporais de variabilidade da marcha foram obtidos durante 40 ciclos consecutivos de marcha. No momento do contato do calcâneo o sinal dos sensores de pressão foi 5mV e no momento da retirada do hálux o sinal dos sensores retornava à linha de base. Assim, foi possível determinar o tempo de apoio, tempo de balanço e tempo de passada. Os desvios padrão de todos os intervalos foram usados para determinar a variabilidade do tempo

de apoio, tempo de balanço e tempo de passada. Todos os sujeitos utilizaram cinto de segurança para evitar quedas durante a avaliação.

O custo energético foi determinado por meio de calorimetria indireta e análise de gases expirados pelo sistema de medição Quark PFT, Cosmed®, Rome, ITA. O consumo de oxigênio (VO₂) foi registrado durante 8 minutos de caminhada em esteira na velocidade de preferência. A média de VO₂ foi determinada durante o estado fisiológico estável entre o terceiro e sexto minuto da avaliação de 8 minutos da marcha. O custo energético foi calculado subtraindo-se o VO₂ de repouso normalizado pela massa, coletado na posição sentada e relaxada, do VO₂ durante a marcha normalizado pela massa corporal, e então, esta diferença foi dividida pela velocidade de cada voluntário (Parvataneni et al. 2009).

No final das coletas de dados, os participantes foram, portanto, categorizados por 17 variáveis, sendo 16 relacionadas às medidas de capacidade física e uma relacionada a classificação (caidor ou não caidor). A Tabela 2 apresenta um resumo das variáveis utilizadas na categorização.

Análise de dados

Entre os algoritmos simbólicos supervisionados disponíveis na área de aprendizado de máquinas, selecionamos o C4.5 (Quinlan 1993), um algoritmo clássico da área. Algoritmos de aprendizado de máquina simbólicos, viabilizam a obtenção de modelos (conhecimento) que permitem, nesse contexto, não apenas a distinção dos indivíduos em caidores e não caidores, mas também um melhor entendimento do domínio. O C4.5 recebe como entrada um conjunto de dados no formato de uma matriz LxC, onde cada coluna C representa um atributo (variável) do participante e cada linha L um participante. Assim, o conjunto de dados utilizado foi constituído por 37 participantes idosos distribuídos em caidores (n=15) e não caidores (n=22) (Tabelas 1 e 2). A versão do C4.5 utilizada nos experimentos é a disponível no Weka® (Witten e Frank 2005). Antes de se executar o C4.5 sobre o conjunto de dados considerado, os valores dos atributos foram discretizados pelo método MDL (Fayyad e Irani 1993).

Tabela 2: Resumo das variáveis utilizadas na categorização

Variáveis
<i>Cinematicas</i>
Variabilidade do tempo de apoio
Variabilidade do tempo de balanço
Variabilidade do tempo de passada
<i>Dinamométricas</i>
Pico de torque isométrico extensor de quadril
Pico de torque isométrico extensor de joelho
Pico de torque isométrico extensor de tornozelo
Pico de torque isométrico flexor de quadril
Pico de torque isométrico flexor de joelho
Pico de torque isométrico flexor de tornozelo
Pico de torque isocinético extensor de quadril
Pico de torque isocinético extensor de joelho
Pico de torque isocinético extensor de tornozelo
Pico de torque isocinético flexor de quadril
Pico de torque isocinético flexor de joelho
Pico de torque isocinético flexor de tornozelo
<i>Metabólicas</i>
Custo energético
<i>Classe</i>
Caidor ou não caidor

Os modelos obtidos pelo algoritmo C4.5 são representados por árvores de decisão e o algoritmo 1, na Tabela 3, apresenta uma visão geral de suas etapas. O algoritmo recebe como entrada um conjunto de dados D e gera um modelo simbólico M. Inicialmente, para criar o modelo, o atributo F com maior valor de ganho de informação (IG) é selecionado (CreateNode subroutine). Após, um nó F é criado para iniciar a construção da árvore que representa o modelo. Um ramo é criado para cada valor de F. Os dados são divididos de acordo com estes valores e, portanto, cada ramo irá conter um subconjunto dos dados. Para cada subgrupo, o processo continua até que todas as instâncias em um ramo pertençam à mesma classe. Quando este critério de parada é alcançado um novo nó é criado com o nome da classe.

Tabela 3: Algoritmo 1

Algorithm C4.5
Input: A data set D
Output: A symbolic model M

CreateNode(D)
for (each data subset DS) *do*
 begin
 if (all the instances in DS belong to the same class)
 then finish the split process and create a leaf node with the class name
 else CreateNode(DS)
 end

CreateNode(Data P)
 begin
 Select the feature F with the highest Information Gain (IG) value
 Create a node F
 Split P according to F values (each value of F corresponds to a tree branch)
 End

O IG apresentado na equação abaixo é a medida utilizada para selecionar o atributo F que melhor separa o espaço de busca, ou seja, que melhor divide as instâncias para obter sub-grupos da mesma classe. O IG é calculado com base na medida de entropia (E), que calcula a impureza de um conjunto de dados. Assim, a IG é a redução esperada em E causada pela divisão dos dados de acordo com um determinado atributo F. Na equação o D representa os dados, F os atributos, C as classes e P a probabilidade.

$$IG(D, F) = E(D) - \sum_{v \in \text{values}(F)} \frac{|D_v|}{D} E(D_v)$$

$$E = - \sum_{i=1}^c P_i \log_2 P_i$$

RESULTADOS

A variabilidade do tempo de apoio foi a principal variável capaz de distinguir os grupos de idosos caidores e não caidores. A Tabela 4 mostra a matriz de confusão para o experimento usando o conjunto de dados completo. A Tabela 5 indica a taxa de verdadeiros

positivos (VP), a taxa de falsos positivos (FP) e as medidas de avaliação para cada classe, sendo que a precisão corresponde a $VP/(VP+FP)$; a revocação corresponde a $VP/(VP+FN)$; e a medida-F corresponde a $(2*P*R)/(P+R)$. A acurácia obtida foi de 97.30%, classificando corretamente 36 de 37 amostras. Todas as medidas foram geradas utilizando-se 10-fold cross-validation estratificado (Witten e Frank 2005).

Tabela 4: Matriz de confusão usando o conjunto de dados completo

		Classificação	
		<i>Não caidores</i>	<i>Caidores</i>
Classe	<i>Não caidores</i>	22	0
	<i>Caidores</i>	1	14

Tabela 5: Taxa de verdadeiros positivos (VP), taxa de falsos positivos (FP) e as medidas de avaliação para cada classe

Classe	VP	FP	Precisão	Revocação	Medida-F
<i>Não caidores</i>	1	0.067	0.957	1	0.978
<i>Caidores</i>	0.933	0	1	0.933	0.966
Média bruta	<i>0.973</i>	<i>0.04</i>	<i>0.974</i>	<i>0.973</i>	<i>0.973</i>

De acordo com o modelo gerado pelo C4.5, a árvore de decisão foi composta por um único nó representado pela variabilidade da fase de apoio, com um valor discriminante para a classe de idosos caidores e não caidores (Figura 1). Neste caso, a árvore de decisão pode ser expressa como uma única regra de decisão, como segue:

se (variabilidade da fase de apoio ≤ 0.101917)

então (classe = não caidores)

senão (classe = caidores)

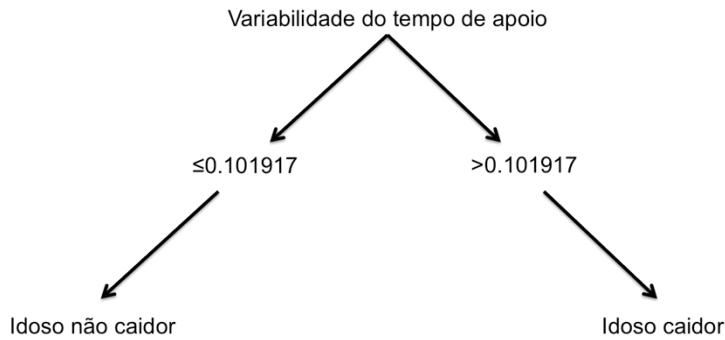


Figura 1: Árvore de decisão (modelo) gerada pelo C4.5 usando o conjunto de dados completo

A Figura 2 mostra a separação entre as classes de caidores e não caidores, onde a linha horizontal representa o limiar de decisão de diferenciação das classes (ponto de corte), e o dado envolto em uma circunferência pontilhada representa a amostra que foi classificada erroneamente pelo algoritmo C4.5, de acordo com a regra estabelecida na Figura 1.

Como pode ser observado na Figura 2, o ponto de corte (0.101917) identificado pelo algoritmo C4.5 possibilita uma separação clara entre as classes utilizando a variável variabilidade da fase de apoio.

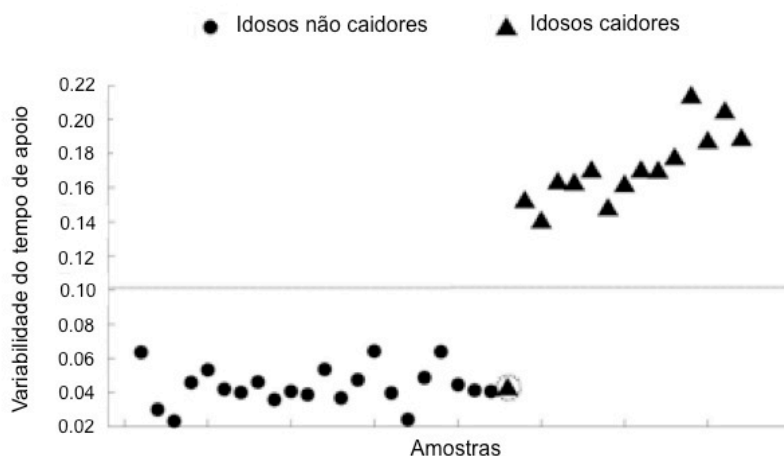


Figura 2: Gráfico da variabilidade da fase de apoio representando as classes de caidores e não caidores em relação às amostras de dados originais. Círculos pontilhados representam dados com classificação incorreta.

A fim de investigar a influência dos outros atributos no problema, um outro experimento foi conduzido excluindo a variabilidade do tempo de apoio do conjunto de

dados. Neste caso, foi encontrado que o máximo torque isométrico de flexão do joelho apresentou uma acurácia de 81.10%, classificando corretamente 30 de 37 amostras. A Tabela 6 apresenta a matriz de confusão para o experimento realizado para esta configuração. A Tabela 7 a taxa de verdadeiros positivos (VP), a taxa de falsos positivos (FP) e as medidas de avaliação para cada classe.

Tabela 6: Matriz de confusão excluindo do conjunto de dados a variabilidade do tempo de apoio

		<i>Classificação</i>	
		<i>Não caidores</i>	<i>Caidores</i>
<i>Classe</i>	<i>Não caidores</i>	17	5
	<i>Caidores</i>	2	13

Tabela 7: Taxa de verdadeiros positivos (VP), taxa de falsos positivos (FP) e as medidas de avaliação para cada classe excluindo do conjunto de dados a variabilidade do tempo de apoio

Classe	VP	FP	Precisão	Revocação	Medida-F
<i>Não caidores</i>	0.773	0.133	0.895	0.773	0.829
<i>Caidores</i>	0.867	0.227	0.722	0.867	0.788
Média bruta	0.811	0.171	0.825	0.811	0.812

Neste último caso, observando o modelo gerado pelo C4.5, a árvore de decisão foi também composta por um único nó representado pelo máximo torque isométrico flexor de joelho, com um valor discriminante para a classe de idosos caidores e não caidores (Figura 3). Neste caso, a árvore de decisão também pode ser expressa como uma única regra de decisão, como segue:

se (máximo torque isométrico flexor de joelho \leq 62.52)

então (classe = caidores)

senão (classe = não caidores)

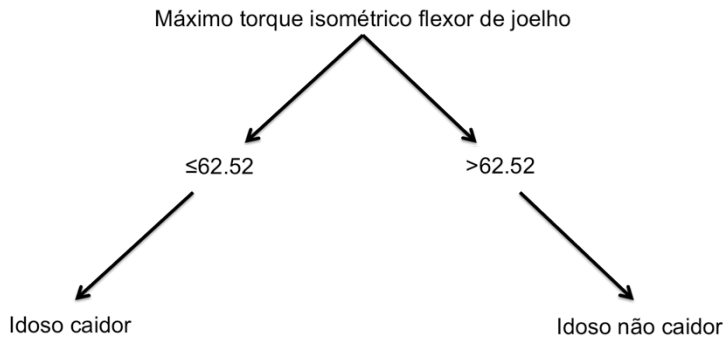


Figura 3: Árvore de decisão (modelo) gerada pelo C4.5 excluindo os dados de variabilidade do tempo de apoio do conjunto de dados

Considerando a variável máximo torque isométrico flexor de joelho, a Figura 4 exhibe a separação entre as classes de caidores e não caidores. A linha horizontal representa o limiar de decisão de diferenciação das classes, e os dados envoltos em uma circunferência pontilhada representa as amostras que foram classificada erroneamente.

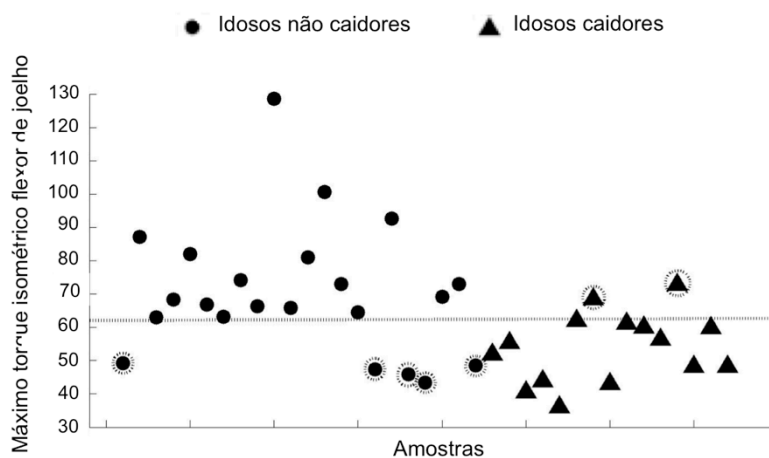


Figura 4: Gráfico do máximo torque isométrico flexor de joelho representando as classes de caidores e não caidores em relação às amostras de dados originais. Círculos pontilhados representam dados com classificação incorreta.

Pode verificar que não há um valor de limiar que permite uma completa separação para classificação entre caidores e não caidores quando se utiliza a variável máximo torque isométrico flexor de joelho como medida de avaliação (Figura 4). Note-se que o limiar encontrado pelo algoritmo C4.5 forneceu um ponto de corte que permitiu a maior precisão possível na classificação das amostras. Deste modo, a variável variabilidade da fase de apoio

mostrou-se mais adequada para realizar a classificação, considerando o conjunto de dados coletado.

O conjunto completo de dados também foi avaliado utilizando um método de seleção de atributos para escolher um subconjunto de atributos relevantes para uso em construção de modelos de classificação. Foi aplicada a correlação baseada em teste de seleção de características (Liu e Setiono 1995), que considera cada atributo de forma independente. O teste confirmou que somente a variabilidade do tempo de apoio e o máximo torque isométrico flexor de joelho são capazes de realizar a classificação de idosos caidores e não caidores. Os demais atributos foram irrelevantes e não contribuíram para padrões discriminativos.

Por fim, nós calculamos a sensibilidade e a especificidade da variabilidade do tempo de apoio e máximo torque isométrico flexor de joelho para classificar idosos caidores e não caidores. As fórmulas usadas para o cálculo da sensibilidade e especificidade foram respectivamente $VP/(VP+FN)$ e $VN/(VN+FP)$; onde VP representa a taxa de verdadeiros positivos, FN representa a taxa de falsos negativos, VN representa a taxa de verdadeiros negativos e FP representa a taxa de falsos positivos. Os valores de sensibilidade e especificidade são mostrados na Tabela 8.

Tabela 8: Valores de sensibilidade e especificidade das variáveis preditivas de quedas.

Variável preditiva	(sensibilidade/especificidade %)
<i>Variabilidade do tempo de apoio</i>	93/100
<i>Máximo torque isométrico flexor de joelho</i>	87/76

DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi identificar entre variáveis biomecânicas e metabólicas as melhores preditoras de quedas em idosos. Para tanto, nós utilizamos o algoritmo C4.5 de aprendizado de máquina, que permite a obtenção de um classificador simbólico (modelo) capaz de descrever padrões por meio de árvores de decisão. Com este método, foi possível identificar dentre as variáveis analisadas aquelas que categorizam indivíduos caidores e não caidores usando pontos de corte. O aprendizado de máquina é uma área da inteligência

artificial que visa o desenvolvimento de métodos para aquisição de conhecimento a partir de experiências (exemplos). Para tanto, esses métodos utilizam o princípio da indução, sendo o aprendizado indutivo dividido basicamente em supervisionado e não-supervisionado. A diferença entre eles é que no aprendizado supervisionado os exemplos fornecidos já possuem rótulos associados, o que permite a obtenção de um classificador (modelo do domínio) capaz de atribuir rótulos a exemplos ainda não identificados. Um aspecto relevante que deve ser considerado na escolha do método é o nível de compreensão proporcionado pelo modelo (conhecimento) a ser gerado. Os modelos extraídos a partir de métodos não simbólicos possuem representação interna não facilmente interpretada por humanos, como é o caso das redes neurais. Por outro lado, métodos orientados ao conhecimento objetivam a criação de estruturas simbólicas que sejam compreensíveis por humanos. Desse modo, este trabalho utilizou apenas métodos simbólicos supervisionados, uma vez que pretendeu-se obter modelos que visem não apenas classificar os indivíduos, mas também obter um melhor entendimento das quedas (Mitchell 1998).

Nós analisamos variáveis cinemáticas, dinamométricas e metabólicas que vêm sendo bastante usadas na literatura para avaliar o desempenho de idosos e relacionar com o risco de quedas (Pijnappels et al. 2005; Pijnappels et al. 2008; Callisaya et al 2011; Marques et al. 2013). Nossos resultados mostram que, entre as variáveis analisadas, a variabilidade da fase de apoio é a melhor para discriminar idosos caidores de não caidores. A alta taxa de verdadeiros positivos e a baixa taxa de falsos positivos mostra que a variabilidade da fase de apoio apresenta excelente sensibilidade (93%) e especificidade (100%). Este resultado confirma a hipótese do estudo e mostra que é possível identificar de maneira eficaz idosos caidores por meio de uma variável biomecânica. Corroborando com os resultados do nosso estudo, Bruijn et al. (2011) encontraram correlações entre variabilidade do tempo de passo e risco de quedas em idosos, em adição, Toebe et al. (2012) mostraram que existe uma forte associação entre quedas e variabilidade da marcha.

A variabilidade da marcha é usualmente definida como uma variação do parâmetro mensurado em torno da média e tem sido estudada na literatura por meio de muitas variáveis cinemáticas como tempo de passo, comprimento de passo e largura de passo (Maki 1997; Dingwell et al. 2001; Hausdorff et al. 2001; Callisaya et al 2011). As medidas de variabilidade de parâmetros cinemáticos temporais são frequentemente usadas em estudos que avaliam o desempenho da marcha de idosos caidores e não caidores (Bruijn et al. 2011;

Hamacher et al. 2011). Assim, variações em torno da média de parâmetros temporais parecem refletir melhor os déficits de controle do movimento em idosos com histórico de quedas. Nosso estudo destaca a importância de uma variável temporal na avaliação de idosos caidores e não caidores, e trás novas e importantes informações a respeito da variabilidade do tempo de apoio, o qual mostrou-se excelente para classificar idosos caidores e não caidores com uma precisão de 100% para identificar idosos caidores e de 95.70% para identificar idosos não caidores, destacando-se em relação às demais variáveis cinemáticas, metabólicas e dinamométricas avaliadas.

Brach et al. (2005) avaliou a variabilidade de parâmetros temporais e espaciais da marcha de 503 idosos com e sem histórico de quedas e encontrou que não somente altos valores de variabilidade da largura de passo, mas também baixos valores estão associados com quedas. Estes resultados são conflitantes em relação aos resultados de variabilidade do tempo de apoio apresentados neste estudo e com a literatura que aponta que o aumento da variabilidade está associado com risco de quedas em idosos (Cali and Kiel 1995; Patla 2003; Schulz 2012). Este conflito é importante para refletir sobre a importância da variabilidade dos parâmetros da marcha nos ajustes posturais durante as atividades cotidianas, pois situações desafiadoras durante a marcha requer ajustes cinemáticos com consequente aumento da variabilidade destes para a manutenção do equilíbrio. Ainda no estudo de Brach et al. (2005) não foram encontradas diferenças significativas para a variabilidade do tempo de passo. Esta divergência entre os resultados pode ser justificada pela metodologia de análise dos dados. Em nosso estudo, utilizamos o desvio padrão para o cálculo de variabilidade, enquanto no estudo de Brach et al. (2005) foi utilizado o CV, o qual devido ao uso da média pode suavizar os dados e reduzir a dispersão. Além disso Brach et al. (2005) utilizou em sua análise 2 passagens sobre a GaitMat II™ de 4 metros, e para análises de variabilidade geralmente são utilizados um grande número de passos, como as 40 passadas consecutivas utilizadas em nosso estudo (Hausdorff et al. 1995; Hausdorff et al. 1996; Hausdorff et al. 1997; Hausdorff et al. 2001).

Quando excluimos a variabilidade do tempo de apoio da amostra de dados, identificamos que o máximo torque isométrico flexor de joelho também pode ser usado como variável discriminativa de idosos caidores e não caidores, pois apresentou boa sensibilidade (87%) e especificidade (76%) na classificação. Com o envelhecimento ocorre a redução da capacidade de geração de torque devido à redução do número de fibras musculares e

desnervação das fibras do tipo II (Kirkendall and Garret 1998). A capacidade de produzir força muscular tem sido sugerida como um dos componentes fundamentais para prevenir o declínio funcional e diminuir o risco de quedas durante o processo de envelhecimento (Persch et al 2009; Bento et al. 2010). O baixo torque de joelho em idosas caidoras pode ter compensações na marcha como aumento do ângulo do quadril no desprendimento do pé e altos níveis de ativação dos extensores do quadril na fase inicial e final do apoio, o que aumenta o risco de quedas recorrentes (Marques et al. 2013).

Perry et al (2007) encontraram diferenças significativas entre o pico de torque isométrico dos isquiotibiais de idosos caidores e não caidores, entretanto, Bento et al. (2010) não encontraram diferenças no pico de torque em nenhuma articulação do membro inferior, porém os músculos flexores de joelho mostraram maiores taxas de desenvolvimento de torque em idosos não caidores. No nosso estudo, não avaliamos a taxa de desenvolvimento de torque rate of torque, entretanto, os achados em relação ao baixo torque isométrico flexor de joelho em idosos com histórico de quedas nos permite inferir que o comprometimento da força desse grupo muscular pode refletir na taxa de desenvolvimento de torque. Alguns estudos têm reportado diferenças entre a força isométrica de idosos caidores e não caidores, mas outros não (Skelton et al. 2002; Melzer et al. 2004; Robson et al. 2004) e estas divergências podem estar relacionadas com diferenças nas amostras utilizadas como idade e forma de classificar idosos caidores e não caidores (Perry et al. 2007).

Os pontos de corte encontrados para as variáveis de variabilidade do tempo de apoio e máximo torque isométrico flexor de joelho são de grande relevância clínica, pois podem ser usados como valor de referência para determinar o risco de quedas de idosos. Com base nestes indicadores numéricos e possível criar estratégias de prevenção á quedas para indivíduos de risco e assim diminuir a necessidade de atenção secundária (VanDieen and Pijnappels 2008; Zenewton and Conesa 2008). Os pontos de corte também são importantes para identificar idosos que não são expostos a situações de risco cotidianamente e não possuem historico de quedas, porém, apresentam variabilidade do tempo de apoio e máximo torque isométrico flexor de joelho de idosos caidores.

Muitos equipamentos podem ser usados para avaliar a marcha, como acelerômetros, giroscópios, sensores corporais e plataformas (Hausdorff 2005). Hamacher et al. (2011) mostra que a maioria dos estudos que avaliaram parâmetros cinemáticos da marcha

de idosos usaram equipamentos de alto custo, o que dificulta o acesso da população a este tipo de avaliação. O footswitch usado em nosso estudo para determinar a variabilidade do tempo de apoio é um equipamento considerado de baixo custo e, portanto, pode ser usado também no contexto clínico e por uma maior número de pessoas. Embora o dinamômetro isocinético usado para a aquisição de dados de máximo torque isométrico flexor de joelho seja considerado um equipamento de alto custo, os seus benefícios em relação à facilidade de aquisição e interpretação dos dados também garantem boa acessibilidade a este tipo de avaliação, embora o uso do dinamômetro isocinético ainda seja mais comum no contexto laboratorial do que clínico.

O presente estudo apresenta algumas limitações que devem ser consideradas na análise dos resultados encontrados. Andar sobre a esteira pode aumentar a variabilidade da marcha, entretanto, a avaliação da marcha em esteira pode ser seguramente realizada uma vez que estudos demonstraram que a biomecânica da marcha em esteira e em solo são muito similares (Wagenaar and Beek 1992). Além disso, a avaliação da marcha em esteira permite a coleta de dados de maneira contínua, o que é fundamental para evitar a influência dos processos de aceleração e desaceleração da marcha (Dingwell et al 2001). Outro ponto importante é a relação do ponto de corte com a qualidade e quantidade das variáveis inseridas na planilha de análise de dados. Deste modo, um conjunto de dados composto por um grande número de amostras é importante pra se estabelecer limiares cada vez mais determinantes. Neste sentido, sugerimos a criação de um banco de dados corporativo entre pesquisadores e centro de atenção aos idosos. Além disto, o presente estudo foi baseado no auto-relato de quedas nos 12 meses pregressos ao estudo, entretanto, nós sugerimos a realização de estudos prospectivos com o objetivo de acompanhar a evolução de idosos identificados como caidores ou não caidores.

CONCLUSÕES

O algoritmo de aprendizagem de máquina simbólico (C4.5) mostrou-se capaz de extrair conhecimento sobre os dados coletados, indicando os atributos (variáveis) mais relevantes para classificar idosos caidores e não caidores entre os atributos investigados. Este método foi muito útil para melhorar a compreensão do problema estudado e permitiu

identificar que as variáveis de variabilidade do tempo de apoio e máximo torque isométrico flexor de joelho são capazes de discriminar idosos caídores e não caídores. Os resultados podem contribuir para a identificação precoce de idosos caídores e implementação de programas de prevenção e tratamento. Sugerimos a realização de futuros estudos investigando outras variáveis biomecânicas que podem ser relevantes na determinação de idosos caídores e não caídores, além de estudos prospectivos com um grande número amostral.

REFERÊNCIAS

BENTO PCBB, PEREIRA G, UGRINOWITSCH C, RODACKI ALF (2010) Peak torque and rate of torque development in elderly with and without fall history. *Clinical Biomechanics* 25:450-454

BILOOT M, SIMONEAU EM, VANHOECKE J, MARTIN A (2010) Age-related relative increase in electromyography activity and torque according to the maximal capacity during upright standing. *Eur J Appl Physiol* 109:669-680

BRACH JS, BERLIN JE, VANSWEARINGEN JM, NEWMAN AB, STUDENSKI SA (2005) Too much or too little step width variability is associated with a fall history in older persons who walk at or near normal gait speed. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2(21):1-8

BRUIJN SM, BREGMAN DJJ, MEIJER OG, BEEK PJ, VANDIEEN JH (2011) The validity of stability measures: A modeling approach. *Journal of Biomechanics* 44:2401-2408

BUCHNER DM, CRESS ME, DELATEUR DJ, ESSELMAN PC, MARGHERITA AJ, PRICE R, WAGNER, EH (1997) The effect of strength and endurance training on gait, balance, fall risk, and health services use in community-living older adults. *J Gerontol Med Sci* 52:218-224

CALI CM, KIEL DP (1995) An epidemiologic study of fall-related fractures among institutionalized older people. *J Am Geriatr Soc* 43:1336–1340

CALLISAYA ML, BLIZARD L, SCHMIDT MD, MARTIN KL, MCGINLEY JL, SANDERS LM, SRIKANTH VK (2011) Gait, gait variability and the risk of multiple incident falls in older people: a population-based. *Age and Ageing* 40:481-487

CUMMINGS SR, NEVITT MC (1994) Falls. *New England Journal of Medicine* 331:872-873

DINGWELL JB, CUSUMANO JP, CAVANAGH PR, STERNAD D (2001) Local dynamic stability versus kinematic variability of continuous overground and treadmill walking. *Journal of Biomechanical Engineering* 123(1):27–32

FAYYAD UM, IRANI KB (1993) Multi-interval discretization of continuous valued attributes for classification learning. *Proc. 13th Int. Joint Conf. on Artificial Intelligence* 2:1022-1027

GABELL A, NAYAK U, WADA M, SASAKI S, KAWAHARA H, UCHIDA K (2006) Effect of compensation procedures for velocity on repeatability and variability of gait parameters in normal subjects. *Clin Rehabil* 20:239-245

HALLAL CZ, MARQUES NR, CASTRO A, SPINOSO DH, ROSSI DM, NAVEGA MT, SILVA JAMG, GONÇALVES M (2013) Electromyographic and kinematic parameters variability in different conditions of motion in the elderly. *Motriz* X:xx-xx

HAMACHER D, SINGH NB, VANDIEEN JH, HELLER MO, TAYLOR WR (2011) Kinematic measures for assessing gait stability in elderly individuals: a systematic review. *J R Soc Interface* 8:1682-1698

HAUSDORFF J (2007) Gait dynamics, fractals and falls: finding meaning in the stride-to-

stride fluctuations of human walking. *Hum Mov Sci* 26:557-589

HAUSDORFF, J.M (2005) Gait variability: methods, modeling and meaning. *Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation* 2(19):1-9

HAUSDORFF JM, EDELBERG HK, MITCHELL SL, GOLDBERGER AL, WEI JY (1997) Increased gait unsteadiness in community-dwelling elderly fallers. *Arch Phys Med Rehabil* 78:278-283

HAUSDORFF JM, LADIN Z, WEI JY(1995) Footswitch system for measurement of the temporal parameters of gait. *J Biomechanics* 1995, 28:347-351

HAUSDORFF JM, RIOS DA, EDELBERG HK (2001) Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study. *Arch Phys Med Rehabil* 82:1050-1056

HAUSDORFF JM, PURDON P, PENG CK, LADIN Z, WEI JY, GOLDBERGER AL (1996) Fractal dynamics of human gait: stability of long-range correlations in stride interval fluctuations. *J Appl Physiol* 80:1448-1457

HORTOBÁGYI T, FINCH A, SOLNIK S, RIDER P, DEVITA P (2011) Association between muscle activation and metabolic cost of walking in young and old adults. *J Gerontol* 66:541-547

KIEL DP, O'SULLIVAN P, TENO JM, MOR V (1991) Health care utilization and functional status in the aged following a fall. *Medical Care* 29:221-220

KIRKENDALL DT, GARRET WE (1998). The effects of aging and training on skeletal muscle. *Am J Sports Med* 26:602-698

KUO AD, DONELAN JM (2010) Dynamic principles of gait and their clinical implications. *Phys Ther* 90:157-174

LASTAYO PC, EWY GA, PIEROTTI DD, JOHNS RK, LINDSTET S (2003) The positive effects of negative work: increased muscle strength and decreased fall risk in a frail elderly population. *J. Gerontol. A Biol. Sci. Med. Sci.* 58:419–424

LIU H, SETIONO R (1995) Chi2: Feature selection and discretization of numeric attributes. *IEEE 7th International Conference on Tools with Artificial Intelligence* 338-391

LORD SR, LLOYD DG, LI SK (1996) Sensori-motor function, gait patterns and falls in community-dwelling women. *Age and Ageing* 25:292-299

LORD S, HOWE T, GREENLAND J, SIMPSON L, ROCHESTER L (2011) Gait variability in older adults: A structured review of testing protocol and clinimetrics properties. *Gait & Posture* 34:433-450

LORD SR, MENZ HB, TIEDEMANN A (2003) A physiological profile approach to falls risk assessment and prevention. *Phys Ther* 83(3):237–252

MAKI BE (1997) Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear. *J Am Geriatr Soc* 45:313-320

MARQUES NR, LAROCHE DP, HALLAL CZ, CROZARA LF, MORCELLI MH, KARUKA AH, NAVEGA MT, GONÇALVES M (2013) Association between energy cost of walking, muscle activation, and biomechanical parameters in older female fallers and non-fallers. *Clinical Biomechanics* X:xx-xx

MELZER I, BENJUYA N, KAPLANSKI J (2004) Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. *Age Ageing* 33:602–607

MITCHELL TM (1998). *Machine Learning*. MacGraw Hill, New York, NY, USA.

MONTERO-ODASSO M, SCHAPIRA M, SORIANO ER (2005) Gait velocity as a single predictor of adverse events in healthy seniors aged 75 years and older. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 60:1304-1309

MORELAND JD, RICHARDSON JA, GOLDSMITH CH, CLASE CM (2004) Muscle weakness and falls in older adults: a systematic review and meta-analysis. *J Am Ger Soc* 52(7):1121–1129

PARVATANENI K, PLOEG L, OLNEY SJ, BROWMER B (2009) Kinematic, kinetic and metabolic parameters of treadmill versus walking in healthy older adults. *Clin Biomech* 24:95-100

PATLA AE (2003) Strategies for dynamic stability during adaptive human locomotion. *IEEE Eng Med Biol Mag* 22:48–52.

PERRY MC, CARVILLE SF, SMITH ICH, RUTHERFORD OM, NEWHAM DJ (2007) Strength, power output and symmetry of leg muscles: effect of age and history of falling. *Eur J Appl Physiol* 100:553-561

PERSCH LN, UGRINOWITSCH C., PEREIRA G, RODACKI AL (2009) Strength training improves fall-related gait kinematics in the elderly: a randomized controlled trial. *Clinical Biomechanics* 24:819–825

PETERSON DS, MARTIN PE (2011) Effects of age and walking speed on coactivation and cost of walking in healthy adults. *Gait & Posture* 31:355-359

PIJNAPPELS M, BOBBERT MF, VAN DIEËN JH (2005) Push-off reactions in recovery after tripping discriminate young subjects, older non-fallers, and older fallers. *Gait Posture* 21(4):388–394

PIJNAPPELS M, VAN DE BURG JCE, REEVES ND, VAN DIEËN JH (2008) Identification of elderly fallers by muscle strength measures. *Eur J Appl Physiol* 102:585-592

QUINLAN JR (1993) C4.5: Programs for Machine Learning. Morgan Kaufmann Publishers

Robinson BS, Gordon JM, Wallentine SW, Visio M (2004) Relationship between lower-extremity joint torque and the risk for falls in a group of community-dwelling older adults. *Physiother Theory Pract* 20:155–173

RUBENSTEIN LZ (2006) Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age Ageing* 35(Suppl 2):37–41

SAITO M, USHIBA J, TOMITA Y, MINAMI M, MASAKADO Y (2012) Anticipatory postural adjustments contribute to age-related changes in compensatory steps associated with unilateral perturbations. *Gait & Posture* 36:625-630

SAMBROOK P, COOPER C (2006) Osteoporosis. *Lancet* 367:200-208

SCHRACK JA, SIMONSICK EM, FERRUCCI L (2013) The relationship of the energetic cost of slow walking and peak energy expenditure to gait speed in mid-to-late life. *Am J Phys Med Rehabil* 92(1):28-35

SCHULZ BW (2012) Healthy younger and older adults control foot placement to avoid small obstacles during gait primarily by modulating step width. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 9(69):1-9

STEL VS, SMIT JH, PLUIJIM SM, LIPS P (2004) Consequences of falling in older men and women and risk factors for health service use and functional decline. *Age and Ageing* 33: 58-65

SKELTON DA, KENNEDY J, RUTHERFORD OM (2002) Explosive power and asymmetry in leg muscle function in frequent fallers and non-fallers aged over 65. *Age Ageing* 31(2):119–125

THELEN DG, SCHULTZ AB, ALEXANDER NB, ASHTON-MILLER JA (1996) Effects of age on rapid ankle torque development. *J. Gerontol. A Biol. Sci. Med. Sci.* 51:226–232

TINETTI ME, LIU WL, CLAUS EB (1993) Predictors and prognosis of inability to get up after falls among elderly persons. *The journal of the American Medical Association* 269:65-70

TOEBES MJP, HOOZEMANS MJM, FURRER R, DEKKER J, VANDIEEN JH (2012) Local dynamic stability and variability of gait are associated with fall history in elderly subjects. *Gait & Posture* 36:527-531

VANDIEEN JH, PIJNAPPELS M (2008) Falls in older people. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 18:169-171

ZENEWTON ASG, CONESA AG (2008) Factores de riesgo de caídas em ancianos: revisión sistemática. *Revista de Saúde Pública* 42:946-956

WAGENAAR RC, BEEK WJ (1992). Hemiplegic gait: kinematic analysis using walking speed as a basis. *J Biomech* 25:1007–1015

WATT JR, FRANZ JR, JACKSON K, DICHARRY J, RILEY PO, KERRIGAN DC (2010) A three-dimensional kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy elderly subjects. *Clinical Biomechanics* 25(5):444-449

WERT DM, BRACH J, PERERA S, VANSWEARINGEN JM (2010) Gait biomechanics, spatial and temporal characteristics, and the energy cost of walking in older adults with impaired mobility. *Phys Ther* 90:977–985.

WHITTINGTON B, SILDER A, THELEN DG (2008). The contribution of passive-elastic mechanisms to lower extremity joint kinetics during human walking. *Gait Posture* 27:628–634

WITTEN IH, FRANK E (2005) *Data mining: practical machine learning tools and techniques*, Morgan Kaufmann series in data management systems

WYSZOMIERSKI SA, CHAMBERS AJ, CHAM R (2009) Knee strength capabilities and slip severity. *J Appl Biomech* 25(2):140-148

O USO DE DIFERENTES MÉTODOS DE ANÁLISE DE VARIABILIDADE NA IDENTIFICAÇÃO DE IDOSOS CAIDORES E NÃO CAIDORES POR MEIO DE VARIÁVEIS CINEMÁTICAS TEMPORAIS

Camilla Zamfolini Hallal^I, Nise Ribeiro Marques^I, Dain Patrick LaRoche^{II}, Edgar Ramos Vieira^{III}, Mauro Gonçalves^I

^I Departamento de Educação Física. Universidade Estadual Paulista. Instituto de Biociências IB/UNESP. Rio Claro. SP. Brasil.

^{II} Department of Kinesiology. University of New Hampshire. Durham. NH. United States of America.

^{III} Department of Physical Therapy. Florida International University. Miami. FL. United States of America.

Agradecimentos: Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (Fapesp) e Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq)

RESUMO

Quedas são a maior causa de lesões e morte relacionada à lesões entre as pessoas com 65 anos ou mais, sendo responsável por 45% dos casos de morte nesta população. A medida de variabilidade dos parâmetros da marcha é uma ponderosa ferramenta de avaliação do risco de quedas, entretanto, os métodos de análise da variabilidade usados para avaliar a marcha e sua capacidade de identificar idosos caidores e não caidores ainda não foram bem estudados. Os objetivos deste estudo foram: identificar o melhor método de análise de variabilidade para discriminar idosos caidores e não caidores e identificar a melhor variável temporal da marcha para discriminar idosos caidores e não caidores. Trinta e cinco idosos, fisicamente ativas, participaram do estudo. Os voluntários foram classificados como caidores com base em uma auto-relato de quedas nos 12 meses anteriores ao estudo. Foram coletados os seguintes parâmetros cinemáticos temporais da marcha: tempo de apoio, tempo de balanço e tempo de passada. Seis métodos estatísticos que têm sido utilizados na literatura para calcular a variabilidade da frequência cardíaca foram utilizados para determinar a variabilidade das variáveis coletadas. O teste de correlação de Pearson foi utilizado para correlacionar os diferentes métodos de análise da variabilidade. Para comparar os escores de variabilidade de cada método entre caidores e não-caidores foi utilizada ANOVA multivariada. Em seguida, a análise discriminativa foi realizada para determinar um modelo preditor de quedas para a variabilidade do tempo de apoio, do tempo de balanço e do tempo de passada. Também foi calculado a especificidade e sensibilidade de cada método. O ponto de corte foi utilizado para identificar o valor limite capaz de discriminar idosos caidores e não-caidores. O cálculo da variabilidade marcha usando o método SDNN durante a fase de apoio foi o parâmetro de variabilidade cinemática da marcha que demonstrou a mais alta confiabilidade para identificar idosos caidores e não-caidores. A variabilidade da marcha parece ser uma medida clínica importante para avaliar o risco de quedas em idosos.

Palavras-chave: idosos; quedas; marcha; variabilidade

INTRODUÇÃO

Quedas são a maior causa de lesões e morte relacionada à lesões entre as pessoas com 65 anos ou mais, sendo responsável por 45% dos casos de morte nesta população (Schulz, Lloyd, William, 2012). As quedas contribuem para a diminuição da mobilidade, da independência e da qualidade de vida, resultando em altos custos médicos, pessoais e sociais (Milat et al, 2011; Van Dieen, Pijnappels, 2008). Com o envelhecimento ocorre um declínio da função motora e sensorial que resulta em um desempenho deficitário de tarefas motoras complexas e está relacionado às altas taxas de quedas entre os idosos (Tinetti and Speechley, 1989; Bassey, 1997).

Aproximadamente um terço dos idosos caem a cada ano e 14% dos idosos sofrem quedas recorrentes neste período (Kirkwood et al, 2011). Assim, a capacidade de caminhar de maneira eficiente e segura é importante para manter a independência e a saúde por meio da redução do risco de quedas e lesões relacionadas (Callisaya et al, 2010). A diminuição da incidência de quedas em idosos pode ser alcançada por meio da identificação precoce de alterações biomecânicas na marcha (Owings and Grabiner, 2004; Chen and Chou, 2010). Neste sentido, a análise cinemática da marcha é um método de avaliação biomecânica bastante usado para identificar alterações do padrão motor durante a caminhada (Kirkwood et al, 2011). A redução da velocidade da marcha, o aumento do tempo da fase de apoio duplo, passo reduzido e diminuição do tempo do passo são variáveis cinemáticas que indicam diminuição da mobilidade e aumento do risco de quedas em idosos (Donoghue et al, 2012). Entretanto, a literatura mais recente aponta as medidas de variabilidade durante a marcha como melhores indicadores do controle do equilíbrio dinâmico e preditoras de quedas (Lord et al, 2012).

O aumento da variabilidade nos parâmetros da marcha é responsável por uma caminhada instável e irregular, aumentando a susceptibilidade à ocorrência de quedas (Brach et al, 2007; Callisaya et al, 2011). A variabilidade dos processos fisiológicos rítmicos tem sido extensivamente estudada na cardiologia pela análise da frequência cardíaca. A frequência cardíaca e os parâmetros da marcha exibem propriedades similares, então é possível aplicar os mesmos modelos matemáticos de análise de variabilidade para ambos (Hausdorff, 2005). A frequência cardíaca e os parâmetros da marcha mostram comportamento regular e periódico

em função do tempo, como um metrônomo. Entretanto, existem importantes diferenças na interpretação dos dados, pois aumentos na variabilidade de parâmetros da marcha pode ser um sinal de disfunção, enquanto que o aumento da variabilidade da frequência cardíaca é um bom sinal clínico (Hausdorff, 2005).

A medida de variabilidade dos parâmetros da marcha é uma ponderosa ferramenta de avaliação do risco de quedas, entretanto, os métodos de análise da variabilidade usados para avaliar a marcha e sua capacidade de identificar idosos caídores e não caídores ainda não foram bem estudados. Assim, este estudo teve dois objetivos principais: (i) identificar o melhor método de análise de variabilidade para discriminar idosos caídores e não caídores e (ii) identificar a melhor variável temporal da marcha para discriminar idosos caídores e não caídores.

MÉTODOS

Participantes

Trinta e cinco idosas, fisicamente ativas, participaram do estudo, incluindo 16 ($69,6 \pm 8,1$ anos) participantes com histórico de quedas e 19 ($66,1 \pm 6,2$ anos) participantes sem histórico de quedas. As voluntárias foram recrutadas em um grupo comunitário de exercícios para idosos. Foram selecionadas para amostra somente mulheres idosas para eliminar o gênero como um fator de interferência e porque as mulheres têm maior prevalência de quedas do que os homens (Siqueira et al, 2011).

Os voluntários foram classificados como caídores com base em uma auto-relato de quedas nos 12 meses anteriores ao estudo (Tucker et al, 2012). Queda foi definida como perturbação do equilíbrio que causa um significativo contato do corpo com o solo, que decorra ou não em lesões (Buchner et al. 1997). Quando o participante relatou um ou mais episódios de quedas foi classificado para o grupo de caídores. O tamanho amostral foi determinado a partir de dados de estudos pilotos com o uso do programa G*Power (power=0.95, effect size=1.21, α error=0.05). A Tabela 1 apresenta as características dos participantes do estudo.

Tabela 1: Características da amostra (n = 35)

	Fallers (n=16)	Non-fallers (n=19)	p
Idade (anos)	69.6 (8.1)	66.1 (6.2)	0.1
Peso (Kg)	66.8 (9.2)	65.3 (13.6)	0.6
Altura (m)	1.51 (0.06)	1.54 (0.05)	0.2
Velocidade de preferência (m/s⁻¹)	0.9 (0.1)	0.9 (0.1)	0.6

Os critérios de exclusão foram dor musculoesquelética, fratura ou lesões graves nos seis meses pregressos ao estudo, além de doenças neurológicas, caridiovacular ou respiratória. O estudo foi aprovado em Comitê de Ética local e todos os participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

Instrumentos

Os dados cinemáticos foram coletados por meio de um sistema de aquisição de dados por telemetria (Myoresearch, Noraxon, Arizona, EUA). As fases da marcha foram determinadas por meio de sensores de pressão (FootSwitch, Noraxon, Arizona, EUA), amostrados a 2000Hz. Os sensores de pressão foram colocados sob hálux, primeiro metatarso, quinto metatarso e calcâneo do membro dominante. A coleta de dados foi realizada em esteira rolante (Millennium Super ATL, cidade, estado) e a velocidade de preferência em solo, usada para a escolha da velocidade de preferência em esteira, foi determinada com o uso de um sistema de fotocélulas (6,0 velocidade de ensaio, cidade, estado).

Procedimentos

Inicialmente, a velocidade de preferência na esteira foi determinada com base na velocidade de preferência em solo, calculada pela média de 3 tentativas consecutivas em 10 metros (Watt et al, 2010). Os sujeitos foram orientados a iniciar a caminhada em esteira em uma velocidade inicial de 50% da velocidade de preferência em solo. A velocidade da esteira foi gradativamente aumentada (0,1 km/h) até ao voluntário relatar que a velocidade estava rápida, então, a velocidade foi reduzida gradualmente (0,1 km/h) até o voluntário relatar que a velocidade da esteira estava lenta. Este procedimento foi repetido 3 vezes consecutivas e a

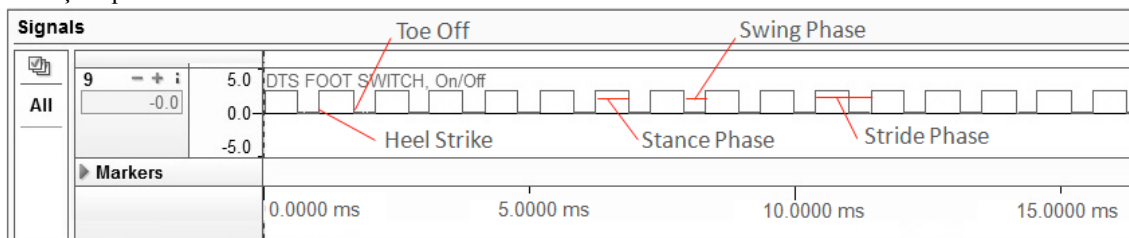
velocidade de preferência em esteira foi determinada como a média das velocidades rápidas e lentas selecionadas por cada voluntário. Os voluntários caminharam em velocidade de preferência na esteira por 10 minutos consecutivos antes da coleta de dados com o objetivo de se familiarizarem com a esteira e com a velocidade (Dingwell e Marin, 2006).

Após familiarização, os sujeitos caminharam por três minutos consecutivos na esteira em velocidade de preferência, e neste período foram coletados os seguintes parâmetros cinemáticos temporais da marcha: tempo de apoio, tempo de balanço e tempo de passada. Durante toda a coleta os voluntários usaram um cinto de segurança acoplado a um cabo de aço para evitar quedas durante a avaliação da marcha.

Análise de dados

Quarenta ciclos de marcha consecutivos foram obtidos durante a marcha em esteira e utilizados para a análise dos dados. A determinação do início e do fim da fase de apoio, da fase de balanço e da passada foram determinados por meio do sinal dos sensores de pressão. Quando ocorreu o toque do calcâneo, o sinal do sensor de pressão foi de 5mV e quando ocorreu a retirada do hallux, o sinal voltou à linha de base. Com base na voltagem do sinal dos sensores de pressão foi possível determinar o tempo de passo, tempo de apoio e tempo de balanço. A Figura 1 mostra como os sinais dos sensores de pressão foram usados para determinar o toque do calcâneo, retirada do hálux, fase de apoio, fase de balanço e passada.

Figura 1: Sinal dos sensores de pressão usados para a determinação do início e final da fase de apoio, fase de balanço e passada.



Seis métodos estatísticos que têm sido utilizados na literatura para calcular a variabilidade da frequência cardíaca foram utilizados para determinar a variabilidade do

tempo de apoio, tempo de balanço e tempo de passada (Pumpri, 2002) 1) SDNN representa o desvio padrão de todos os intervalos, expresso em ms. 2) SDANN é o desvio padrão da média dos intervalos determinados a cada 5 passos, expresso em ms. 3) SDNNi representa a média dos desvios padrão dos intervalos determinados a cada 5 passos, expresso em ms. 4) O rMSSD é a raiz quadrada média das diferenças entre os intervalos, expresso em ms. 5) CV é o coeficiente de variação é o desvio padrão dos intervalos dividido pela média dos intervalos, expresso como porcentagem. 6) O índice triangular é um método geométrico calculado com base na construção de um histograma dos intervalos, o qual tem, no eixo horizontal, a duração dos intervalos e, no eixo vertical, a frequência que cada um deles ocorreu. A junção dos pontos das colunas do histograma forma um triângulo que expressa a variabilidade dos intervalos. O índice triangular corresponde à largura da base do triângulo.

O teste de correlação de Pearson foi utilizado para correlacionar os diferentes métodos de análise da variabilidade. Para comparar os escores de variabilidade de cada método entre caidores e não-caidores foi utilizada ANOVA multivariada. Em seguida, a análise discriminativa foi realizada para determinar um modelo preditor de quedas para a variabilidade do tempo de apoio, do tempo de balanço e do tempo de passada. Também foi calculado a especificidade e sensibilidade de cada método. Os altos valores de sensibilidade/especificidade resultam do modelo preditor mais significativo. O ponto de corte foi utilizado para identificar o valor limite capaz de discriminar idosos caidores e não-caidores. O nível de significância estabelecido foi $p < 0,05$ para todos os testes.

RESULTADOS

A Tabela 2 apresenta os coeficientes de correlação de Pearson entre os métodos de análise da variabilidade do tempo de apoio, tempo de balanço e tempo de passada. Os valores SDNNi foram fortemente e positivamente correlacionados com rMSSD em tempo de apoio, tempo de balanço e tempo da passada. Apesar de menores coeficientes de correlação, cada uma das outras relações entre as medidas de variabilidade mostraram significativas, correlações positivas.

Tabela 2: Coeficiente de correlação de Pearson entre os métodos de análise de variabilidade do tempo de apoio, tempo de balanço e tempo de passada.

	SDANN	SDNNi	rMSSD	CV	Índice triangular
<i>Tempo de apoio</i>					
SDNN	0.247	0.375	0.374	0.398	0.374
SDANN	1	0.503**	0.433**	0.357*	0.225
SDNNi		1	0.948**	0.785**	0.646**
rMSSD			1	0.814**	0.635**
CV				1	0.536**
<i>Tempo de balanço</i>					
SDNN	0.720**	0.714**	0.708	0.710	0.348
SDANN	1	0.507**	0.528**	0.612**	0.495**
SDNNi		1	0.947**	0.768**	0.593**
rMSSD			1	0.787**	0.665**
CV				1	0.384*
<i>Tempo de passada</i>					
SDNN	0.665**	0.923**	0.917	0.803	0.742
SDANN	1	0.400*	0.340*	0.764**	0.710
SDNNi		1	0.948**	0.660**	0.591**
rMSSD			1	0.616**	0.572**
CV				1	0.623**

Correlações significativas em **negrito**

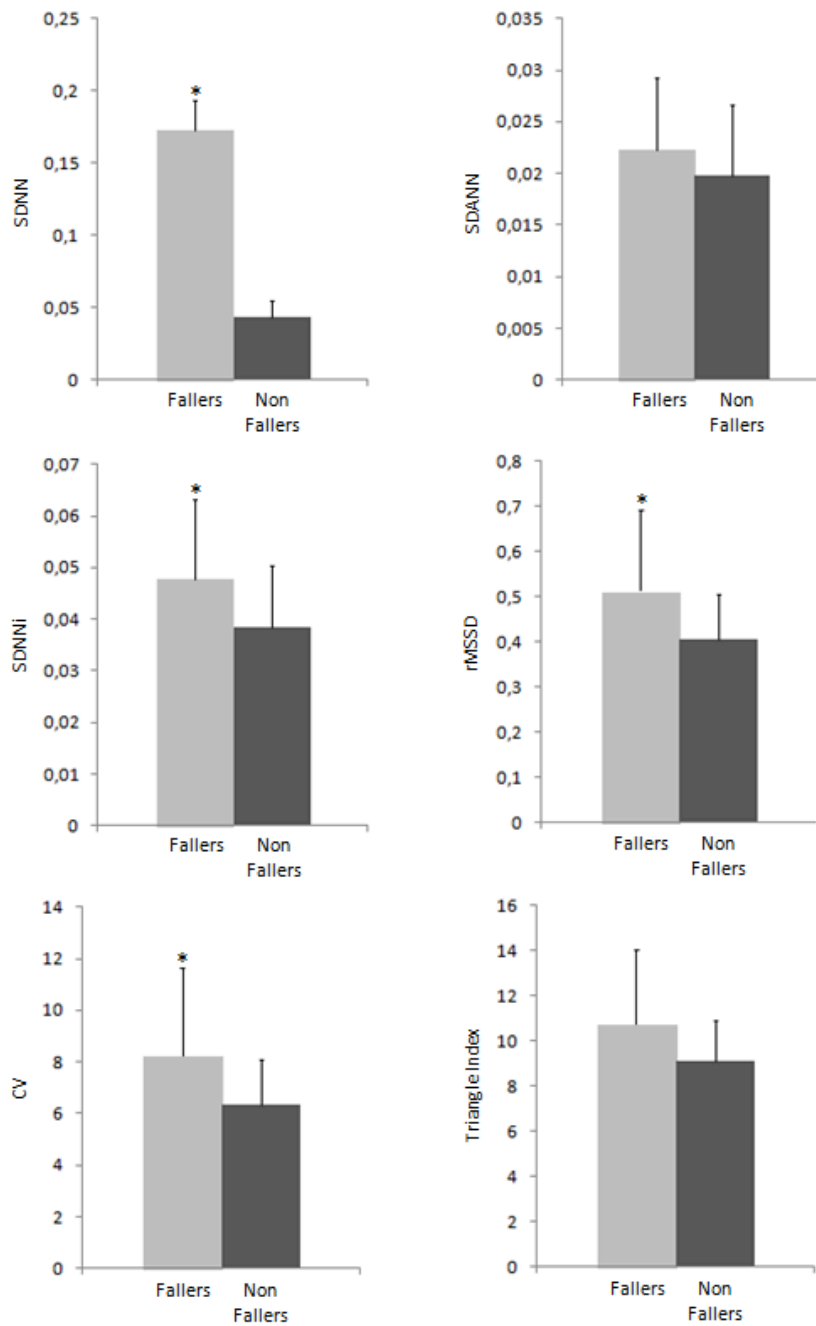
*p<0.05

**p<0.01

Foram encontradas diferenças significativas entre idosos caídores e caídores em alguns métodos de análise de variabilidade no tempo de apoio, tempo de balanço e tempo de passada (Figuras 2, 3 e 4). No tempo de apoio houve diferenças significativas entre os grupos para SDNN, SDNNi, rMSSD e CV ($p=0,000$, $p=0,043$, $p=0,030$ e $p=0,030$, respectivamente). No tempo de balanço, houve diferenças significativas entre os grupos para SDANN ($p=0,047$). No tempo de passada houve diferenças significativas entre os grupos para SDNN, SDNNi, rMSSD e Índice Triângular ($p=0,026$, $p=0,039$, $p=0,041$ e $p=0,004$, respectivamente).

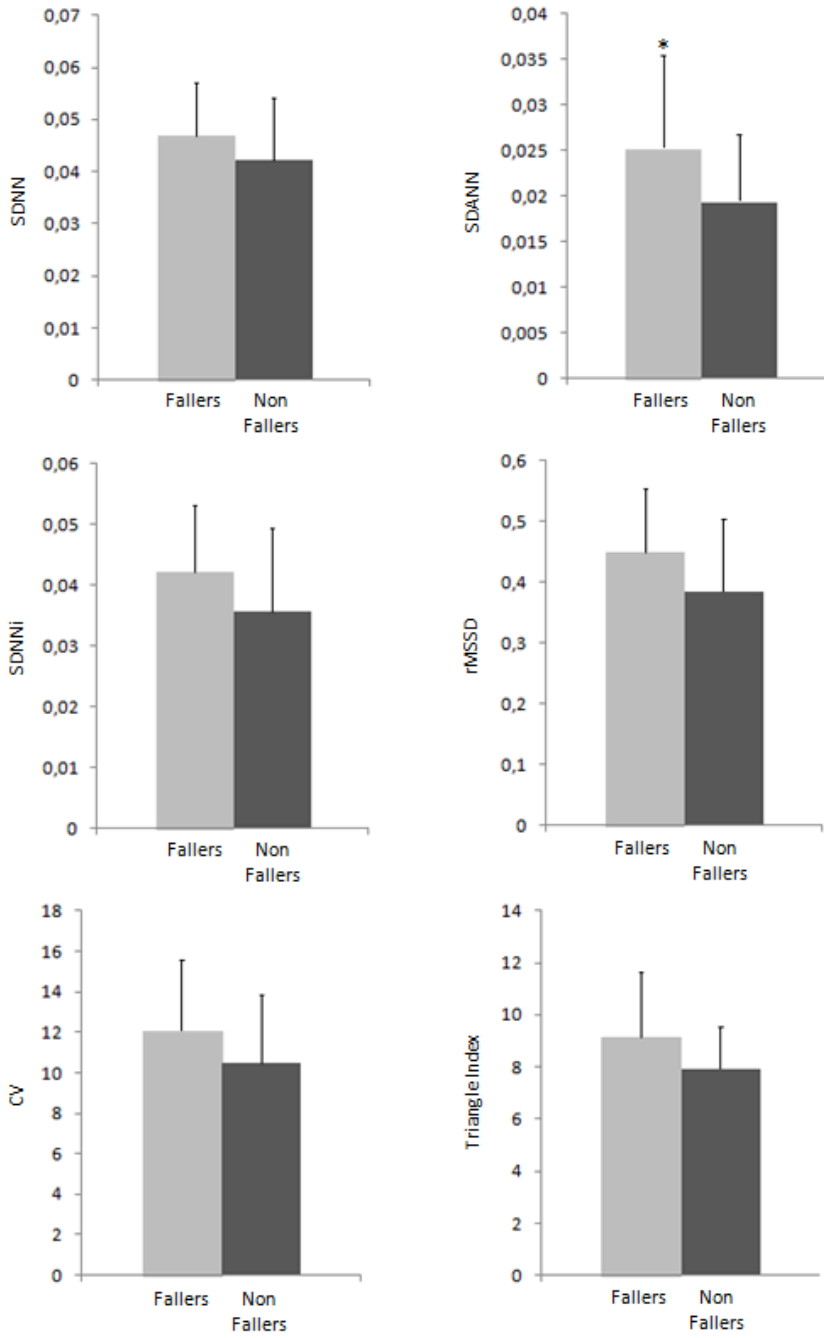
A magnitude das diferenças significativas entre os grupos expressas em porcentagem no tempo de apoio para SDNN, SDNNi, rMSSD e CV foram, respectivamente, 295,0%, 24,1%, 25,6% e 29,6%. Para o tempo de balanço a magnitude das diferenças significativas entre os grupos para SDANN foi de 30,2%. No tempo de passada a magnitude das diferenças significativas entre os grupos para SDNN, SDNNi, rMSSD e Índice triangular foram, respectivamente, 21,2%, 19,8%, 19,1% e 27,0% (Figuras 2, 3 e 4).

Figura 2: Diferença média entre os grupos nos metodos de análise de variabilidade no tempo de apoio.



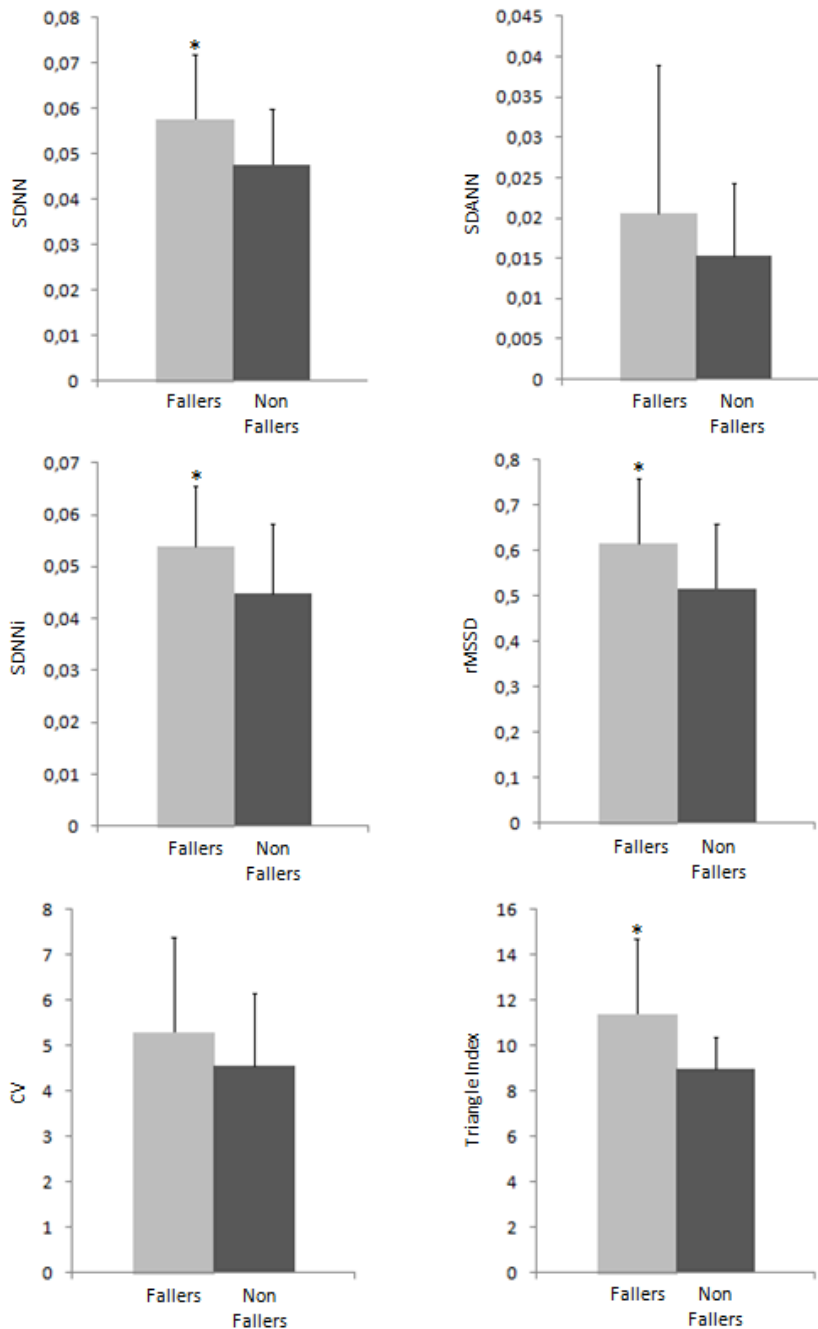
* $p < 0.05$

Figura 3: Diferença media entre os grupos nos metodos de analise de variabilidade no tempo de balanço.



* $p < 0.05$

Figura 4: Diferença média entre os grupos nos metodos de analise de variabilidade no tempo de passada.



*p<0.05

O modelo preditor de quedas para o tempo de apoio, tempo de balanço e de tempo passada é mostrado na Tabela 3. SDNN do tempo de apoio foi o modelo preditivo mais significativo ($p = 0.000$, sensibilidade/especificidade = 100%/100%). O ponto de corte encontrado para discriminar idosos caidores e não caidores idosos e não-caidores para o SDNN no tempo de apoio foi 0.102.

Tabela 3: Variáveis preditivas resultantes da análise discriminativa por stepwise.

	Variável preditiva	<i>P</i>	Análise discriminativa (sensibilidade/especificidade %)
<i>Tempo de apoio</i>	SDNN	0.000	100/100
<i>Tempo de balanço</i>	SDANN	0.047	56/78
<i>Tempo de passada</i>	Índice triangular	0.004	50/91

DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi identificar o melhor método de análise de variabilidade de parâmetros cinemáticos temporais da marcha para discriminar idosos caídores e não caídores. Nós escolhemos utilizar nas análises parâmetros cinemáticos temporais da marcha porque a literatura recente mostra que o efeito das mudanças de variabilidade da marcha em idosos são maiores para parâmetros temporais do que espaciais (Senhor, 2012). Assim, nós testamos a sensibilidade e especificidade de três parâmetros cinemáticos temporais da marcha (tempo de passo, tempo de apoio e tempo de balanço) mais usados na literatura para estudar a variabilidade da marcha. Com relação aos nossos resultados, o achado mais inovador foi que o SDNN durante o tempo de apoio é a variável que melhor discriminou idosos caídores e não-caídores (sensibilidade/especificidade=100%/100%). Descobrimos também um ponto de corte (0.102) para SDNN durante o tempo de apoio, o que é importante, porque pode ser útil para classificar caídores idosos e não-caídores em uma grande população.

O SDNN é calculado a partir do desvio padrão de todos os intervalos expressos em milissegundos. Entre todos os métodos testados neste estudo, SDNN foi o único que considera somente o desvio padrão para o cálculo da variabilidade dos parâmetros da marcha. Pressupõe-se que este método teve maior sensibilidade e especificidade em relação aos outros, que combinam o desvio padrão e os valores médios (SDANN, SDNN_i, rMSSD e CV), porque o uso da média pode suavizar os dados e reduzir a dispersão. Além disso, o uso de SDNN para calcular a variabilidade da marcha em idosos pode ser uma abordagem clínica relevante, porque é fácil de ser calculado e que não exige qualquer tipo de software sofisticado para análise de dados.

Nossos resultados também demonstraram que a variabilidade do tempo de apoio foi melhor variável discriminativa de idosos caídores e não-caídores do que o tempo de balanço

e tempo de passada. Durante a marcha, no contato inicial, os músculos que atuam sobre o quadril, joelho e tornozelo são ativados para manter a estabilidade articular, enquanto as forças de reação do solo são absorvidas (Marques et al. 2013). Além disso, no apoio final, enquanto os músculos da quadril e do tronco são ativados para manter o equilíbrio, os flexores plantares são recrutados para gerar impulsão e acelerar o centro de massa, a fim de executar o próximo passo (Marques et al. 2013). A fase de apoio é o período da marcha que mais exige força, equilíbrio e controle motor e assim, os idosos caidores podem ter maior variabilidade da marcha no tempo de apoio porque esta população tem menor força e equilíbrio que os idosos não-caidores (Hausdorff, 2007).

Sensibilidade e especificidade são medidas estatísticas que proporcionam aos pesquisadores a possibilidade de testar a confiabilidade de uma determinada variável para caracterizar uma população. A sensibilidade mede a proporção de casos positivos que são identificados corretamente (verdadeiros positivos), enquanto a especificidade mede a proporção de casos negativos que são identificados corretamente (verdadeiros negativos). O cálculo do SDNN no tempo de apoio teve 100% de sensibilidade e especificidade para discriminar idosos caidores e não-caidores, o que significa que a chance de uma classificação errada com o uso deste método é quase inexistente. Além disso, a variabilidade da marcha na fase de apoio calculada por SDNN parece ser mais eficaz do que os testes de força para discriminar idosos caidores e não-caidores Segundo Pjnappels et al. (2008), a força máxima avaliada durante o leg press horizontal teve 86% de sensibilidade e especificidade de 100%. Apesar de as medições de força serem amplamente utilizadas para avaliar o estado de mobilidade e risco de queda em adultos mais velhos, a força é apenas uma das várias variáveis que influenciam o desempenho da marcha. Assim, nos consideramos que medidas mais diretas de avaliação da marcha, como a variabilidade do tempo de apoio, podem fornecer informações mais precisas em relação ao risco de quedas no desempenho desta atividade funcional.

Nós encontramos também um ponto de corte do valor de SDNN para o tempo de apoio que pode ser utilizado como referência para discriminar caidores idosos adultos e não-caidores. O ponto de corte é especialmente importante para avaliar idosos que não possuem histórico de quedas ou não se lembram de episódios de quedas. Idosos com mobilidade reduzida, por exemplo, podem não ter histórico de quedas porque não estão expostos a situações perigosas durante a atividade diária, mas apresentarem valores de variabilidade do

tempo de apoio semelhantes a de idosos caidores. Assim, com a avaliação da variabilidade de parâmetros cinemáticos temporais da marcha (SDNN durante o tempo de postura) é possível prescrever estratégias para prevenir quedas em idosos de risco ou evitar quedas recorrentes em idosos caidores (Van Dieen e Pijnappels, 2008; Zenewton e Conesa, 2008).

Em nosso estudo, foi realizado um teste de caminhada simples, usando um dispositivo de baixo custo para avaliar a variabilidade da marcha. A avaliação da marcha foi realizada com idosos caminhando sobre a esteira depois de um protocolo previo de seleção da velocidade de preferencia e familiarização. O teste completo (preparação do voluntário, seleção da velocidade de preferência em solo, seleção da velocidade de preferencia em esteira, familiarizacao e coleta de dados) levou cerca de 30 minutos, o que suporta a nossa sugestão de que este metodo de avaliacao da marcha pode ser útil para o fisioterapeuta, médicos e centros de saúde para avaliar o risco de quedas em idosos. Além disso, entre os vários dispositivos que podem ser usados para avaliar a marcha, como acelerômetros, giroscópios, sensores corporais, tapetes de marcha e plataformas de força (Hausdorff, 2005), os sensores de pressão usados neste estudo são baratos, fáceis de usar e não exige qualquer treinamento específica.

O presente estudo tem algumas limitações que devem ser consideradas, tais como o fato da caminhada em esteira ser, muitas vezes, um desafio para os idosos, especialmente para aqueles que não tinham experiência previa com o equipamento. Além disso, a caminhada na esteira pode aumentar a variabilidade da marcha e portanto, este tipo de avaliação exige adequado protocolo de familiarizacao (Marques et al. 2013). No entanto, estudos mostram que a biomecânica da marcha em esteira e marcha em solo são muito semelhantes (Wagenaar e, R. C; BEEK, 1992). SDNN, SDANN, SDNNi, rMSSD e índice triangular são metodos usados para calcular a variabilidade da frequência cardíaca, que esta relacionada com as respostas fisiológicas dos sistemas parassimpático e simpático. No entanto, as respostas neuromusculares relacionadas com a variabilidade da marcha ainda são desconhecidas (Hausdorff, 2005). Assim, sugerimos que futuros estudos sejam conduzidos com o objetivo de compreender melhor os mecanismos que relacionam o envelhecimento com alterações neuromusculares e variabilidade de parâmetros da marcha.

Em conclusão, o cálculo da variabilidade marcha usando o método SDNN durante a fase de apoio é o parâmetro de variabilidade cinemática da marcha que demonstrou a mais

alta confiabilidade para identificar idosos caidores e não-caidores. A variabilidade da marcha parece ser uma medida clínica importante para avaliar o risco de quedas em idosos. No entanto, sugerimos que mais estudos sejam realizados para identificar a confiabilidade do SDNN para avaliar a variabilidade da marcha e risco de quedas em uma grande população de idosos com diferentes níveis de mobilidade, bem como, estudos prospectivos usando SDNN como preditor de quedas.

REFERÊNCIAS

BASSEY EJ. Physical capabilities, exercise and aging. *Reviews in Clinical Gerontology*, v.7, p.289-297, 1997.

BRACH, J. S.; STUDENSKI, S.; PERERA, S.; VANSWEARINGEN, J.M.; NEWMAN, A.B. Gait variability and the risk of incident mobility disability in community-dwelling older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, n. 9. v. 62, p. 983-988, 2007.

CALLISAYA ML, BLIZZARD L, SCHMIDT MD, MCGINLEY JL, SRIKANTH VK. Ageing and gait variability - a population - based study on older people. *Age and Ageing* 2010, v. 39, p. 191-197, 2010.

CALLISAYA, M. L.; BLIZZARD, L.; SCHMIDT, M. D.; MCGINLEY, J. L.; SRIKANTH, V. K. Ageing and gait variability—a population-based clinimetric properties. *Gait & Posture*, v. 34, p. 443–450, 2011.

CHEN CJ, CHOU LS. Center of mass position relative to the ankle during walking: A clinically feasible detection method for gait imbalance. *Gait & Posture* 2010;31(3):391-393.

DAYA S. The two-by-two table. *Evidence-based Obstetrics and Gynecology*, v. 2, p. 33-34, 2000.

DINGWELL, J. B; MARIN, L. C. Kinematic variability and local dynamic stability of upper body motions when walking at different speeds. *Journal of Biomechanics*, v. 39, p. 444-452, 2006.

DONOGHUE OA, CRONIN H, SAVVA GM, O'REGAN C, KENNY RA. Effects of fear of falling and activity restriction on normal and dual task walking in community dwelling older adults. *Gait and Posture*, in press, 2012.

HAUSDORFF, J.M. Gait variability: methods, modeling and meaning. *Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation*, n. 2, v. 19, 2005.

HAUSDORFF, J. M; Gait dynamics, fractals and falls: finding meaning in the stride-to-stride fluctuations of human walking. *Human Movement Science*, v. 26, p. 555-589, 2007.

KIRKWOOD RN, TREDE RG, MOREIRA BS, KIRKWOOD SA, PEREIRA LSM. Decreased gastrocnemius temporal muscle activation during gait in elderly women with history of recurrent falls. *Gait & Posture*, v. 34, n. 1, p. 60-64, 2011.

LORD S, GALNA B, VERGHESE J, COLEMAN S, BURN D, ROCHESTER L. Independent Domains of Gait in Older Adults and Associated Motor and Nonmotor Attributes: Validation of a Factor Analysis Approach. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, *in press*, 2012.

MILAT AJ, WATSON WL, MONGER C, BARR M, GIFFIN M, REID M. Prevalence, circumstances and consequences of falls among community-dwelling older people: results of the 2009 NSW Falls Prevention Baseline Survey. *NSW Public Health Bulletin*, v. 22, p. 43-48, 2011.

OWINGS TM, GRABINER MD. Variability of step kinematics in young and older adults. *Gait and Posture*, v. 20, p. 26–29, 2004.

PIJNAPPELS M, VAN DER BURG JCE, REEVES ND, VAN DIEËN JH. Identification of elderly fallers by muscle strength measures. *Eur J Appl Physiol*, v. 102, p. 585-592, 2008.

PUMPRLA J, HOWORKA K, GROVES D, CHESTER M, NOLAN J. Functional assessment of heart rate variability: physiological basis and practical applications. *Int J Cardiol*, v. 84(1), p. 1-14, 2002.

SCHULZ BW, LLOYD JD, WILLIAM E. The effects of everyday concurrent task on overground minimum toe clearance and gait parameters. *Gait & Posture*, v. 32(1), p. 18-22, 2010.

SIQUEIRA FV, FACCHINI LA, SILVEIRA DS, PICCINI RX, TOMASI E, THUME E, SILVA SM, DILÉLIO A. Prevalence of falls in elderly in Brazil: a countrywide analysis. *Cad. Saude Publica*, v. 27, n. 9, p. 1819-1826, 2011.

TINETTI M, SPEECHLEY M. Prevention of falls among the elderly. *New England Journal of Medicine*, v. 320, p. 1055-1059, 1989.

TUCKER MG, KAVANAGH JJ, MORISON S, BARRETT RS. What are the relations between voluntary postural sway measures and falls-history status in community-dwelling older adults? *Arch Phys Med Rehabil*, v. 91, 2010.

WAGENAAR, R. C; BEEK, W. J. Hemiplegic gait: kinematic analysis using walking speed as a basis. *J Biomech*, v. 25, p.1007–1015, 1992.

WATT, J.R.; FRANZ, J.R.; JACKSON, K.; DICHARRY, J.; RILEY, P.O.; KERRIGAN, D.C. A three-dimensional kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy elderly subjects. *Clinical Biomechanics*, v. 25, n. 5, p.444-449, 2010.

VAN DIEEN JH, PIJNAPPELS M. Falls in older people. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 18, p. 169-171, 2008.

ZENEWTON ASG, CONESA AG. Factores de riesgo de caídas em ancianos: revisión sistemática. *Revista de Saúde Pública*, v. 42, p. 946-956, 2008.

**TREINAMENTO DE EQUILÍBRIO COM HASTE VIBRATÓRIA: EFEITO SOBRE
ATIVÇÃO MUSCULAR DO MEMBRO INFERIOR E O COMPRIMENTO DE
PASSO DE IDOSAS DURANTE MARCHA COM DUPLA-TAREFA**

Camilla Zamfolini Hallal¹, Nise Ribeiro Marques¹, Mauro Gonçalves¹

¹ Departamento de Educação Física. Universidade Estadual Paulista. Instituto de Biociências IB/UNESP. Rio Claro. SP. Brasil.

Agradecimentos: Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (Fapesp) e Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq)

RESUMO

As quedas em idosos são responsáveis muitos casos de lesões e morte nesta população. As alterações de equilíbrio e força muscular decorrentes do envelhecimento, que contribuem para a ocorrência de quedas, podem ser parcialmente revertidas com o exercício físico. Assim, o presente estudo teve por objetivo verificar os efeitos de 8 semanas de treinamento de equilíbrio com haste vibratória sobre o comprimento de passo e a ativação muscular do membro inferior de idosos durante marcha com duplas tarefas. Participaram do estudo 16 idosos divididas aleatoriamente em 2 grupos: grupo treinamento de equilíbrio (GTE) e grupo de treinamento de equilíbrio com haste vibratória (GTEHV). A avaliação da marcha foi composta por 3 condições distintas que incluíram marcha em velocidade de preferência e duplas tarefas. Foram coletados os dados eletromiográficos dos músculos reto femoral, vasto lateral, bíceps femoral, tibial anterior e gastrocnêmio lateral e dados cinemáticos de comprimento de passo. O GTEHV apresentou maiores valores de comprimento de passo após o treinamento. Ambos os grupos (GTE e GTEHV) mostraram menores valores de ativação muscular após o treinamento. Os resultados sugerem que o treinamento de equilíbrio com haste vibratória pode ser eficaz para melhora do desempenho durante diferentes condições de marcha em idosos, contribuindo para a prevenção de quedas nesta população.

Palavras-chave: quedas; vibração; equilíbrio; biomecânica

INTRODUÇÃO

Durante o envelhecimento ocorrem alterações no controle postural, com consequente aumento no risco de quedas, lesões associadas e morte (Lord et al. 1991; Bogaerts et al. 2011; Stolberg et al. 2013). No Brasil, estima-se que cerca de 4,32 milhões de idosos caem a cada ano e entre estes, 2,175 milhões sofrem com algum tipo de consequência da queda (Abreu e Caldas 2008). As causas das quedas são multifatoriais, entretanto, a literatura aponta que a fraqueza muscular dos membros inferiores, déficits de equilíbrio e alterações da marcha têm importante influência na ocorrência (Newman et al. 2006; Pollock et al. 2012). Deste modo, a atenção aos déficits da marcha relacionados à força muscular e ao equilíbrio são fundamentais para a prevenção de quedas em idosos, concomitantemente com outras medidas relacionadas à fatores externos como adequação ambiental (American Geriatrics Society 2011).

Estudo realizado por Verghese et al. (2006) mostra que cerca de 35% dos idosos com mais de 70 anos e 80% dos idosos com mais de 85 anos apresentam mudanças nos padrões da marcha. A marcha é o ato sensório-motor mais frequentemente realizado nas tarefas cotidianas e é dependente de processos sensoriomotores e altos níveis de função cognitiva (Laessoe et al. 2008; Jahn, Zwergal e Schniepp 2010; Lyons 2012; Pichierri, Murer e Bruin 2012). Assim, um ato motor aparentemente simples como o toque do calcâneo no início da fase de apoio da marcha, requer planejamento e implementação de estratégias motoras baseada nas informações ambientais adquiridas por meio dos sistemas sensoriais (Bryan e Luszcz 2000; Alexander et al. 2005; Chapman e Hollands 2007; Neider et al. 2011). Além disto, a atenção dividida durante a marcha dificulta o controle das tarefas e está associada à um maior risco de quedas em idosos (Springer et al. 2006; Yogev-Seligmann, Hausdorff e Giladi 2008; Herman et al. 2010; Mirelman et al. 2013). Portanto, caminhar executando concomitante outras tarefas, constitui um fator crítico para a segurança da marcha (Chamberlin et al. 2005).

A análise de parâmetros biomecânicos da marcha fornece informações e fundamentos para um melhor entendimento de alterações patológicas ou compensatórias, como ocorre por exemplo em idosos (Mock 2001). A diminuição da velocidade da marcha no indivíduo idoso em relação ao jovem parece ser a conclusão mais consistente encontrada na literatura, e este fenômeno vem sendo interpretado pelos autores como um mecanismo

compensatório para a manutenção do equilíbrio (Crosbie, Vachalathiti e Smith 1997; Stolze et al. 2000). No entanto, estudos mostram que os idosos adotam outras estratégias para a manutenção do equilíbrio durante a marcha em condições adversas como a diminuição da velocidade, menor comprimento de passo, redução do tempo da fase de balanço e diminuição dos movimentos articulares do quadril, joelho e tornozelo (Hageman e Blanke 1986; Chen et al. 1991; Judge, Davis e Ounpuu 1996; Devita e Hortobágyi 2000; Hahn e Chou 2004; Hahn, Lee e Chou 2005; Hortobágyi et al. 2009). Além das adaptações cinemáticas, mudanças em parâmetros eletromiográficos, como o aumento da ativação muscular e da co-contração também são indicativos da maior propensão dos idosos à fadiga durante a marcha, com consequente aumento no risco de quedas (Seidler, He e Stemach, 1998; Burnett, Laidlaw e EnokA 2000; Hortobágyi e Devita 2000; Macaluso et al. 2002; Hortobágyi et al. 2009).

As alterações de equilíbrio e força muscular decorrentes do envelhecimento podem ser parcialmente revertidas com o treinamento das capacidades físicas (Lord, McLean e Stathers 1992; Bogaerts et al. 2011). Programas de treinamento envolvendo controle postural, força, flexibilidade e treino aeróbio tem mostrado efeitos positivos para os idosos (Howe et al. 2007). O treino de equilíbrio é um método bastante usual para a prevenção de quedas e recentemente o uso de plataformas vibratórias estão sendo inseridas nos protocolos por proporcionarem melhora no equilíbrio e propriocepção (Perrin et al. 1999; Chang et al. 2004; Verschueren et al. 2004; Fontana, Richardson e Stanton 2005; Bogaerts et al. 2007; Rees, Murphy e Watsford 2009; Rittweger 2010). Em estudo realizado por (Pollock, Martin e Newham 2012), foi demonstrado que o uso de plataformas vibratórias associado ao treino de equilíbrio resultou em melhorias na mobilidade funcional de idosos e os ganhos permaneceram após 6 meses do término da intervenção. Outros estudos recentes também mostraram incremento da força muscular e testes funcionais em idosos após intervenção com plataforma vibratória (Roelants, Delecluse e Verschueren 2004; Bautmans et al. 2005; Bruyere et al. 2005; Bogaerts et al. 2007; Marin e Rhea 2010).

Embora o treinamento de equilíbrio com vibração esteja em evidência nas pesquisas que buscam novos métodos para melhorar o controle postural de idosos e prevenir quedas, não existe na literatura estudos que usaram a haste vibratória como instrumento de intervenção. A haste vibratória distingue-se dos demais equipamentos vibratórios pois as ondas vibratórias são produzidas pela contração muscular (Hallal, Marques e Gonçalves 2011). Quanto maior a amplitude e a frequência de vibração, maior é a desestabilização do

corpo, o que requer altos níveis de ativação muscular para a manutenção da estabilidade postural (Anders, Wenzel e Scholle Moreside 2007; Vera-Garcia e McGill 2007; Hallal et al. 2011). Afim de investigar os efeitos da intervenção com haste vibratória na prevenção de quedas em idosos, o presente estudo teve por objetivo verificar os efeitos de 8 semanas de treinamento de equilíbrio com haste vibratória sobre o comprimento de passo e a ativação muscular do membro inferior de idosas ativas durante a marcha em velocidade de preferência e marcha com duplas tarefas. Nos hipotetizamos que a haste vibratória atua como instrumento potencializador dos efeitos do treinamento de equilíbrio sobre o desempenho de atividades funcionais de idosos, como a marcha, refletindo sobre parâmetros eletromiográficos e cinemáticos.

MÉTODO

Voluntários e Procedimentos Éticos

Participaram do estudo 16 idosas, faixa etária de 60 a 80 anos, não institucionalizadas, fisicamente ativas (International Physical Activity Questionnaire), participantes de um grupo de atividade física para a idosos. As participantes foram divididas aleatoriamente em 2 grupos: grupo treinamento de equilíbrio (GTE) e grupo de treinamento de equilíbrio com haste vibratória (GTEHV). As características da amostra são mostradas na Tabela 1.

Tabela 1: Características da amostra

	GTEHV (n=8)	GTE (n=8)
Idade (anos)	65.2 (±2.3)	66.2 (±3.1)
Peso (Kg)	67.4 (±8.1)	67.4 (±6.3)
Altura (m)	1.56 (±0.06)	1.54 (±0.05)
Tempo de atividade física (anos)	5.75 (±5)	5.56 (±4.6)

Os critérios de exclusão foram presença de dor, fratura ou lesão grave em tecidos moles nos 6 meses antecedentes ao estudo, bem como diagnóstico de doenças neurológicas, cardiovasculares ou respiratórias. O presente estudo foi aprovado por Comitê de Ética local (CEP 69/2009) e todas as voluntárias assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

Instrumentos

A avaliação da marcha foi realizada em uma esteira ergométrica Millennium Super ATL (INBRAMED®). Para a coleta dos sinais eletromiográficos foi utilizado um módulo de aquisição de sinais biológicos por telemetria Myoresearch (Noraxon®), com frequência de amostragem de 1000Hz, ganho total de 2000 vezes. A coleta de dados cinemáticos foi realizada a 100Hz com o uso de software de análise de imagem (Vicon®). O treinamento do GTEHV foi realizado com o uso de hastes vibratórias (Flexibar®).

Procedimentos de avaliação e treinamento

Antes do início da avaliação da marcha foi realizada a seleção da velocidade de preferência em esteira de acordo com protocolo sugerido por Dingwell e Marin (2006). Após a familiarização na velocidade de preferência selecionada foi iniciada a avaliação da marcha composta por 3 condições distintas que incluíram marcha em velocidade de preferência e duplas tarefas, como segue a descrição a seguir.

A condição 1 foi denominada marcha normal (MN) na qual os voluntários caminharam sobre a esteira em velocidade de preferência por 3 minutos consecutivos. A condição 2 foi denominada marcha com medo de cair (MMC) na qual, em velocidade de preferência, as voluntárias foram convencidas, por meio de protocolo verbal, de que apareceriam obstáculos na esteira que poderiam provocar tropeços. No entanto, as voluntárias eram apenas induzidas ao medo e nenhum obstáculo aparecia durante os 3 minutos de coleta nesta condição. Na condição 3, denominada marcha com estímulo luminoso (MEL) as voluntárias andaram na esteira em velocidade de preferência por 3 minutos consecutivos ao mesmo tempo que deveriam falar as cores das lâmpadas que acendiam aleatoriamente em sua frente. Os voluntários usaram cinto e cabo de segurança durante todo o teste para evitar quedas.

Os sinais eletromiográficos do membro inferior dominante foram coletados durante toda a avaliação da marcha. Foram utilizados eletrodos de superfície AG/AgCl (Miotec®), em configuração bipolar com área de captação de 1cm de diâmetro e distância intereletrodos de 2cm. Previamente a colocação dos eletrodos foi realizada a tricotomia e limpeza da pele com álcool (Hermens et al. 2000). Os eletrodos foram posicionados sobre os músculos reto

femoral vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio lateral (GL), de acordo com as normas de Hermens et al. (2000). Os dados cinemáticos foram coletados durante toda a avaliação a 100Hz com o uso de marcadores fotorreflexivos.

Treinamento

O treinamento de equilíbrio foi iniciado na semana seguinte da avaliação inicial e teve duração de 8 semanas consecutivas, com duas sessões semanais de 50 minutos de duração cada. O protocolo de treinamento do grupo GTEHV foi executado com grau de dificuldade crescente entre as sessões. Cada sessão foi composta por 3 exercícios de equilíbrio estático e dinâmico e os voluntários executaram cada exercício 5 vezes. A cada sessão foram mantidos dois exercícios de maior dificuldade da sessão anterior e era proposto um novo exercício. Caso o voluntário não conseguisse manter por 15 segundos algum exercício, o mesmo não era substituído até o sucesso na sua execução. O GTEHV realizou os exercícios propostos com o uso de haste vibratória, movimentada a uma frequência de 5Hz, determinada por familiarização prévia.

O GTE o mesmo protocolo de treinamento, porem com o uso de bastoes rigidos com as mesmas dimensoes da haste vibratoria. Após 8 semanas de treinamento todos os voluntários foram reavaliados seguindo os mesmos procedimentos descritos para a avaliação inicial.

Análise dos dados

Os dados eletromiográficos foram processados por meio de rotinas desenvolvidas em ambiente Matlab (Mathworks®). Foram considerados para análise 10 passadas consecutivas de cada uma das diferentes condições de marcha. O início e o final dos ciclos foram determinados pelo momento de maior distância entre o ponto reflexivo dos maléolos direito e esquerdo, no momento do toque do calcâneo, de acordo com protocolo adaptado de Kang e Dingwell (2008). A amplitude do sinal eletromiográfico foi calculada por meio do envelope linear. Para o processamento do sinal e criação do envelope linear foram utilizados filtros passa alta de 20Hz, passa baixa de 500Hz e notch de 60Hz, além de filtro passa baixa

de 4ª ordem com frequência de corte de 6 Hz. Os valores de envelope linear de cada sujeito foram normalizados pela média dos valores da condição de MN para cada músculo e interpolados em 1001 pontos.

A análise dos dados cinemáticos foi realizada utilizando-se 10 ciclos consecutivos de marcha em todas as condições. O início e o final dos ciclos foram determinados como descrito para análise dos dados eletromiográficos. Os valores de comprimento de passo foram normalizados pelo comprimento do membro inferior direito de cada voluntária.

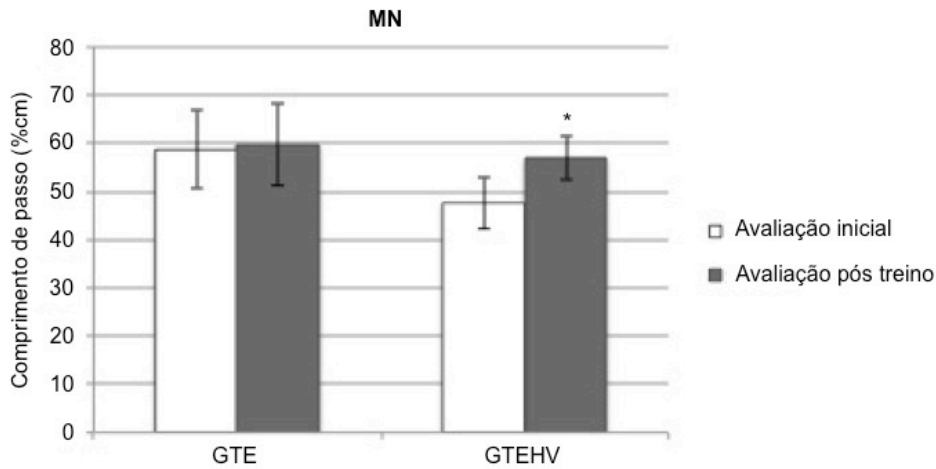
A análise estatística foi realizada por meio do software PASW statistics 18.0®. Para a análise dos dados cinemáticos e eletromiográficos foram utilizados os testes ANOVA TwoWay para medidas repetidas Post-Hoc Bonferroni. Além disso, para identificar a interação entre condições de marcha e período de avaliação (antes e após o treinamento) foi utilizado o teste ANOVA OneWay. Para todas as análises foi considerado $p < 0.05$.

RESULTADOS

Comprimento de passo

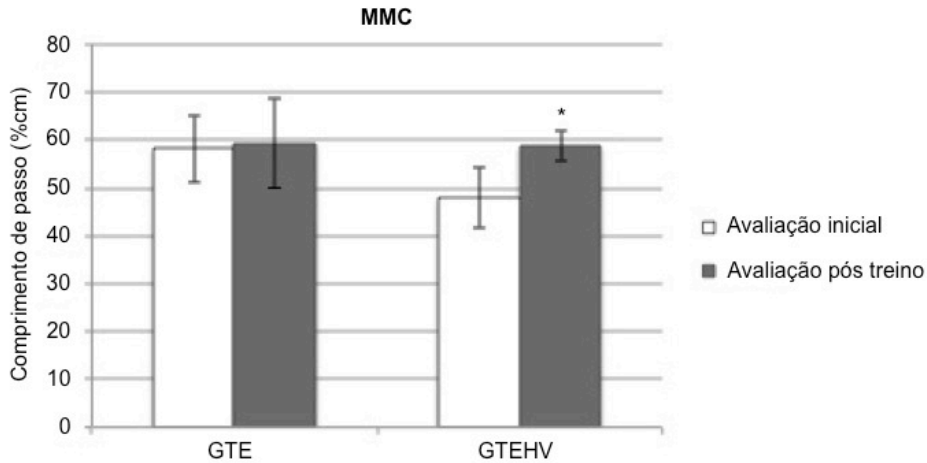
As figuras 1, 2 e 3 mostram as médias e desvios-padrão do comprimento de passo nas condições de marcha normal, marcha com medo de cair e marcha com estímulo luminoso nas avaliações inicial e pós treino dos grupos GTEHV e GTE. Os resultados mostram que houve diferença significativa entre as avaliações iniciais e pós treino apenas para o grupo GTEHV, o qual apresentou maiores valores de comprimento de passo após o protocolo de treinamento. Os respectivos valores de p para as condições de marcha normal, marcha com medo de cair e marcha com estímulo luminoso foram respectivamente 0.002; 0.001; e 0.000. O GTE não apresentou diferenças significativas no comprimento de passo entre as avaliações inicial e pós treino em nenhuma das condições de marcha avaliadas.

Figura 1: Médias e desvios-padrão do comprimento de passo na condição de marcha normal para as avaliações inicial e pós treino dos grupos GTEHV e GTE



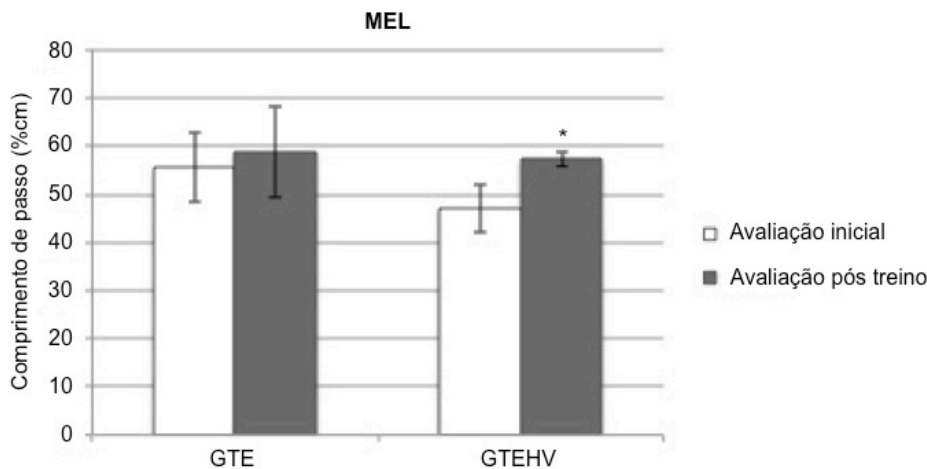
MN: marcha normal; GTEHV: grupo de treinamento de equilíbrio com haste vibratória; GTE: grupo de treinamento de equilíbrio; * diferença significativa entre a avaliação inicial e a avaliação pós treino para o GTEHV ($p < 0.05$)

Figura 2: Médias e desvios-padrão do comprimento de passo na condição de marcha com medo de cair para as avaliações inicial e pós treino dos grupos GTEHV e GTE



MMC: marcha com medo de cair; GTEHV: grupo de treinamento de equilíbrio com haste vibratória; GTE: grupo de treinamento de equilíbrio; * diferença significativa entre a avaliação inicial e a avaliação pós treino para o GTEHV ($p < 0.05$)

Figura 3: Médias e desvios-padrão do comprimento de passo na condição de marcha com estímulo luminoso para as avaliações inicial e pós treino dos grupos GTEHV e GTE



MEL: marcha com estímulo luminoso; GTEHV: grupo de treinamento de equilíbrio com haste vibratória; GTE: grupo de treinamento de equilíbrio; * diferença significativa entre a avaliação inicial e a avaliação pós treino para o GTEHV ($p < 0.05$)

Ativação muscular

Os resultados mostram que na avaliação da ativação muscular durante a marcha normal houve diferenças significativas entre a avaliação inicial e a avaliação pós treino para os grupos GTEHV e GTE para os músculos VL, BF e GL, sendo que na avaliação pós treino, foram encontrados menores valores de ativação muscular. Os valores de p para GTEHV foi 0.000 para VL, BF e GL. Os valores de p para o GTE foram 0.021; 0.032; e 0.041 respectivamente para os músculos VL, BF e GL. Para o músculo TA, apenas o GTEHV apresentou menor valor de ativação muscular na avaliação pós treino ($p=0.000$). A Tabela 2 mostra as médias e desvios-padrão de ativação muscular (VL, BF, TA e GL) na condição de marcha normal para as avaliações inicial e pós treino dos grupos GTEHV e GTE.

Durante a marcha com medo de cair, o GTEHV apresentou menores valores de ativação muscular pós treino para os músculos VL e GL ($p=0.000$ e $p=0.012$, respectivamente). O GTE obteve menores valores de ativação muscular pós treino apenas para o músculo GL ($p=0.041$). A Tabela 3 mostra as médias e desvios-padrão de ativação muscular (VL, BF, TA e GL) na condição de marcha com medo de cair para as avaliações inicial e pós treino dos grupos GTEHV e GTE.

Na marcha com estímulo luminoso o GTEHV apresentou menores valores de ativação muscular pós treino para os músculos VL, BF e GL ($p=0.020$; $p=0.031$; e $p=0.000$,

respectivamente). O GTE obteve menores valores de ativação muscular pós treino apenas para os músculos VL, BF e TA ($p=0.009$; $p=0.042$; e $p=0.015$, respectivamente). A Tabela 4 mostra as médias e desvios-padrão de ativação muscular (VL, BF, TA e GL) na condição de marcha com estímulo luminoso para as avaliações inicial e pós treino dos grupos GTEHV e GTE.

Tabela 2: Médias e desvios-padrão de ativação muscular (VL, BF, TA e GL) na condição de marcha normal para as avaliações inicial e pós treino dos grupos GTEHV e GTE

Músculo	Grupo	MN	MN
		Avaliação inicial	Avaliação pós treino
VL	GTEHV	100 (± 0) ^a	50.57(± 11.18)
	GTE	100(± 0) ^b	86.62(± 10.51)
BF	GTEHV	100 (± 0) ^a	49.67(± 10.48)
	GTE	100(± 0) ^b	94.19(± 6.91)
TA	GTEHV	100 (± 0) ^a	69.72(± 10.80)
	GTE	100(± 0)	95.49 (± 10.14)
GL	GTEHV	100 (± 0) ^a	62.21(± 12.54)
	GTE	100(± 0) ^b	92.29(± 9.68)

MN: marcha normal; GTEHV: grupo de treinamento de equilíbrio com haste vibratória; GTE: grupo de treinamento de equilíbrio; VL: vasto lateral; BF: bíceps femoral; TA: tibial anterior; GL: gastrocnêmio lateral; ^a diferença significativa entre a avaliação inicial e a avaliação pós treino para o GTEHV ($p<0.05$); ^b diferença significativa entre a avaliação inicial e a avaliação pós treino para o GTE ($p<0.05$)

Tabela 3: Médias e desvios-padrão de ativação muscular (VL, BF, TA e GL) na condição de marcha com medo de cair para as avaliações inicial e pós treino dos grupos GTEHV e GTE

Músculo	Grupo	MMC	
		Avaliação inicial	Avaliação pós treino
VL	GTEHV	100.56 (± 10.06) ^a	57.78(± 9.95)
	GTE	95.71(± 6.17)	92.95(± 10.37)
BF	GTEHV	90.67 (± 9.59)	76.56(± 11.67)
	GTE	100.37(± 10.99)	100.84(± 9.81)
TA	GTEHV	87.43(± 11.77)	73.55(± 9.62)
	GTE	100.28(± 7.74)	100.40 (± 10.34)
GL	GTEHV	97.51 (± 8.44) ^a	70.25(± 12.56)
	GTE	99.22(± 5.59) ^b	90.23(± 9.69)

MMC: marcha com medo de cair; GTEHV: grupo de treinamento de equilíbrio com haste vibratória; GTE: grupo de treinamento de equilíbrio; VL: vasto lateral; BF: bíceps femoral; TA: tibial anterior; GL: gastrocnêmio lateral; ^a diferença significativa entre a avaliação inicial e a avaliação pós treino para o GTEHV ($p < 0.05$); ^b diferença significativa entre a avaliação inicial e a avaliação pós treino para o GTE ($p < 0.05$)

Tabela 4: Médias e desvios-padrão de ativação muscular (VL, BF, TA e GL) na condição de marcha com estímulo luminoso para as avaliações inicial e pós treino dos grupos GTEHV e GTE

Músculo	Grupo	MEL	
		Avaliação inicial	Avaliação pós treino
VL	GTEHV	101.86 (± 7.64) ^a	91.44(± 8.24)
	GTE	98.69(± 10.54) ^b	85.93(± 5.71)
BF	GTEHV	85.64 (± 12.96) ^a	57.58(± 7.73)
	GTE	106.08(± 11.07) ^b	92.20(± 9.68)
TA	GTEHV	98.79 (± 8.48)	84.83(± 11.11)
	GTE	97.80(± 7.46) ^b	88.87 (± 5.26)
GL	GTEHV	100.43 (± 5.44) ^a	80.24(± 9.90)
	GTE	92.39(± 6.16)	89.33(± 5.01)

MEL: marcha com estímulo luminoso; GTEHV: grupo de treinamento de equilíbrio com haste vibratória; GTE: grupo de treinamento de equilíbrio; VL: vasto lateral; BF: bíceps femoral; TA: tibial anterior; GL: gastrocnêmio lateral; ^a diferença significativa entre a avaliação inicial e a avaliação pós treino para o GTEHV ($p < 0.05$); ^b diferença significativa entre a avaliação inicial e a avaliação pós treino para o GTE ($p < 0.05$)

DISCUSSÃO

Os estudos publicados a respeito dos efeitos da vibração sobre as capacidades físicas de indivíduos jovens ou idosos utilizaram predominantemente plataformas vibratórias, no entanto, existem outros equipamentos capazes de proporcionar ondas mecânicas vibratórias como, por exemplo, as hastes vibratórias. Pesquisas recentes mostram efeitos positivos do uso da haste vibratória sobre os músculos do tronco e ombro (Lister et al. 2007; Hallal, Marques e Gonçalves 2011; Hallal et al. 2011; Gonçalves, Marques e Hallal 2012; Marques, Hallal e Gonçalves 2012). Mesmo existindo alguns estudos publicados a respeito dos efeitos da haste vibratória sobre o sistema neuromuscular, estes tratam, em sua maioria, dos efeitos agudos do uso deste equipamento e não existe na literatura estudos a respeito dos efeitos do treinamento de equilíbrio com haste vibratória sobre variáveis biomecânicas da marcha de idosos.

Deste modo, este estudo teve por objetivo verificar os efeitos de 8 semanas de treinamento de equilíbrio com haste vibratória sobre o comprimento de passo e a ativação muscular do membro inferior de idosas ativas durante a marcha. Além da marcha em velocidade de preferência, denominada MN neste estudo, nós também avaliamos a marcha em duas situações de dupla tarefa de demanda atencional (MMC e MEL). A avaliação da marcha com dupla tarefa é importante para se avaliar o risco de quedas em idosos, pois, além das duplas tarefas serem realizadas cotidianamente, uma situação de dupla tarefa, seja ela cognitiva ou motora, pode afetar o desempenho de ambas as atividades e aumentar o risco de quedas (Nordin et al. 2010). Os resultados encontrados trazem uma nova contribuição para a literatura da área ao confirmar a hipótese apresentada de que a haste vibratória pode atuar como instrumento potencializador dos efeitos do treinamento de equilíbrio sobre variáveis biomecânicas indicadoras de aumento do risco de quedas em idosos.

O comprimento do passo é uma variável cinemática que diminui em decorrência do processo de envelhecimento, concomitantemente com a redução da velocidade de marcha e aumento da largura da passada e tempo de duplo apoio (Chamberlin et al. 2005; Woo et al. 1995; Dobbs, Charlett e Bowes 1995). Estas alterações são interpretadas na literatura como estratégias para a manutenção do equilíbrio durante a marcha e estão relacionadas à diminuição progressiva da força muscular inerente à idade (Hahn, Lee e Chou, 2005). Em adição, passos curtos são considerados um indicador de déficit sensoriomotor e estão associados ao maior risco de quedas em idosos (Callisaya et al. 2012). Em nossos resultados,

encontramos que após o treinamento de equilíbrio, os idosos do GTEHV apresentaram aumento significativo do comprimento de passo em relação à avaliação inicial nas condições de MN, MMC e MEL, o que não aconteceu para o grupo GTE. Assim, o protocolo de treinamento do GTEHV implementado foi capaz de melhorar o equilíbrio das idosas o que refletiu no aumento do comprimento de passada e conseqüente diminuição do risco de quedas, haja vista a relação entre comprimento de passada e controle postural durante a marcha.

Os idosos tendem a ativar um maior número de unidades motoras para deambular com segurança do que os jovens, pois apresentam menor força máxima disponível para a realização das atividades de vida diária (Fiatarone 1993). Esta maior demanda neuromuscular durante a marcha dos idosos pode ocasionar fadiga muscular, dificuldades no controle do movimento e aumento do risco de quedas. Com o treinamento proposto do presente estudo, foi observado que tanto os voluntários do GTE como GTEHV apresentaram menores valores de ativação muscular após o treinamento. Assim, os protocolos de treinamento de equilíbrio com e sem o uso da haste vibratória foram capazes de reduzir a ativação muscular do membro inferior dos idosos avaliados, principalmente na condição MN. Nas condições de marcha com dupla tarefa (MMC e MEL) resultados semelhante aos da MN foram observados nos dois grupos de treinamento, entretanto a diminuição da ativação muscular não foi significativa para todos os músculos testados. Isto possivelmente ocorreu pois, em situações desafiadoras, como marcha com dupla tarefa, são necessárias maiores adaptações neuromusculares para manter o equilíbrio dinâmico (Schmitz et al. 2009) e portanto o treinamento proposto parece ter sido menos eficaz para estas condições do que para a MN.

O reflexo tônico de vibração é o fenômeno responsável pelos efeitos do estímulo vibratório sobre o sistema músculo-esquelético (Hallal, Marques e Gonçalves 2010). A exposição do tecido muscular às ondas vibratórias é capaz de aumentar a taxa de disparo das fibras aferentes do tipo Ia com conseqüente excitação dos neurônios motores α (Jordan et al. 2005; Shinohara 2005). Estudos mostram que o estímulo vibratório por meio de plataformas é capaz de aumentar, de maneira aguda, a força e a potência dos músculos dos membros inferiores (Cormie et al 2006; David et al. 2008). Estudo realizado por (Stolzenberg et al. 2013) aponta que o treino de vibração associado ao treino de força promove melhora no controle postural de idosas com baixa densidades óssea. Entretanto, Rees et al. (2007) não encontrou diferenças significativas na força muscular dos extensores de joelho dos indivíduos idosos que realizaram 2 meses de treinamento com vibração em relação ao grupo de

treinamento sem vibração.

Embora os efeitos da vibração sejam apontados na literatura como responsáveis pela melhora das capacidades físicas, este parece não ser o caso dos efeitos encontrados na intervenção com haste vibratória. A resposta tônica reflexa depende de fatores mecânicos como frequência e amplitude, como também do local de aplicação do estímulo vibratório (Martin e Park 1997; Park e Martin 1998). Se considerarmos que o estímulo das ondas mecânicas produzidas pela vibração são dissipadas a medida que se propagam nos tecidos, os efeitos nas estruturas proximais ao estímulo vibratório tendem a ser mais potencializadas. Deste modo, como em nosso estudo avaliamos a ativação muscular dos membros inferiores durante a marcha e o comprimento de passada, acreditamos que os nossos resultados estejam mais relacionados à desestabilização postural causada durante o manuseio da haste vibratória, do que ao estímulo mecânico da vibração sobre as fibras musculares. Esta desestabilização pode, portanto, ter atuado como uma sobrecarga adicional de instabilidade no protocolo de treinamento de equilíbrio proposto aos voluntários deste estudo.

Muitos estudos apontam melhora na força muscular, potência e mobilidade funcional após curtos períodos de intervenção com equipamentos vibratórios (Rees, Murphy e Watsford 2008; Bautmans et al. 2005; Roelants et al. 2004), entretanto, as amostras de sujeitos de algumas pesquisas com vibração são compostas por grupo controle sedentário, o que limita conclusões definitivas sobre a contribuição destes equipamentos na melhora das capacidades físicas (Pollock, Martin e Newham). Em nosso estudo, utilizamos um grupo controle que realizou o mesmo protocolo de treinamento do grupo de intervenção com haste vibratória, porém com o uso de hastes rígidas para a realização dos exercícios. Este desenho experimental, nos permitiu distinguir os efeitos do uso da haste vibratória dos efeitos do treinamento de equilíbrio sobre as variáveis biomecânicas analisadas.

CONCLUSÃO

Os resultados do nosso estudo sugerem que o uso da haste vibratória é eficaz para melhora do desempenho durante diferentes condições de marcha de idosos, contribuindo para a prevenção de quedas nesta população. Por se tratar de um equipamento de baixo custo, a haste vibratória pode ser facilmente implementada em programas de atividades físicas para

prevenção de quedas em idosos. Este instrumento deve, no entanto, ser uma ferramenta terapêutica usada como sobrecarga adicional aos protocolos de exercícios para melhora de equilíbrio, pois não foram testados os efeitos do treinamento somente com este equipamento sobre as variáveis analisadas. Com base nos resultados positivos que foram encontrados neste estudo, sugerimos que futuras pesquisas sejam realizadas com o objetivo de verificar os efeitos do treinamento com haste vibratória em outras capacidades físicas de indivíduos idosos.

REFERÊNCIAS

ABREU, S. S. E; CALDAS, C. P. Velocidade de marcha, equilíbrio e idade: um estudo correlacional entre idosos praticantes e idosos não praticantes de um programa de exercícios terapêuticos. *Revista Brasileira de Fisioterapia* 2008, 12(4).

ALEXANDER N. B, ASHTON-MILLER J. A, GIORDANI B, GUIRE K, SCHULTZ A. B. Age differences in timed accurate stepping with increasing cognitive and visual demand: a walking trail making test. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2005; 60(12):1558–1562.

American Geriatrics Society / British Geriatrics Society. Summary of the Updated American Geriatrics Society / British Geriatrics Society clinical practice guideline for prevention of falls in older persons. *J Am Geriatr Soc* 2011; 59:148–157.

ANDERS C, WENZEL B, SCHOLLE H. C. Cyclic upper body perturbations caused by a flexible pole: influence of oscillation frequency and direction on trunk muscle co-ordination. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 2007;20(4):167-75.

BAUTMANS I, VAN HEES E, LEMPER J. C, METS T. The feasibility of whole body vibration in institutionalised elderly persons and its influence on muscle performance, balance and mobility: a randomised controlled trial. *BMC Geriatr* 2005;5:17.

BOGAERTS A, DELECLUSE C, BOONEN S, CLAESSENS A. L, MILISEN K, VERSCHUEREM S. M. P. Changes in balance, functional performance and fall risk following wholebody vibration training and vitamin D supplementation in institutionalized elderly women. A 6 month randomized controlled trial. *Gait & Posture* 2011; 33:466-472.

BOGAERTS A, DELECLUSE C, CLAESSENS A. L, COUDYZER W, BOONEN S, VERSCHUEREN S. M. Impact of whole-body vibration training versus fitness training on muscle strength and muscle mass in older men: a 1-year randomized controlled trial. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2007;62(6):630–5.

BOGAERTS A, VERSCHUEREN S, DELECLUSE C, CLAESSENS A. L, BOONEN S. Effects of whole body vibration training on postural control in older individuals: a 1 year randomized controlled trial. *Gait Posture* 2007;26(2):309–16.

BRYAN J, LUSZCZ M. A. Measurement of executive function: considerations for detecting adult age differences. *J Clin Exp Neuropsychol* 2000; 22(1):40–55.

BRUYERE O, WUIDART M. A, DI PALMA E, GOURLAY M, ETHGEN O, RICHY F. Controlled whole body vibration to decrease fall risk and improve health related quality of life of nursing home residents. *Arch Phys Med Rehabil* 2005;86(2):303–307.

BURNETT R. A, LAIDLAW D. H, ENOKA R. M. Coactivation of the antagonist muscle does not covary with steadiness in old adults. *Journal of Applied Physiology* 2000; 89:61-71.

CALLISAYA M. L, BLIZZARD L, MCGINLEY J. L, SRIKANTH V. K. Risk of falls in older people during fast-walking – The TASCOC study. *Gait & Posture* 2012; 36: 510-515.

CHAMBERLIN M. E, FULWIDER B. D, SANDERS S. L, MEDEIROS J. M. Does fear of falling influence spatial and temporal gait parameters in elderly persons beyond changes associated with normal aging? *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2005; 60(9):1163–1167.

CHANG J. T, MORTON S. C, RUBENSTEIN L. Z, MOJICA W. A, MAGLIONE M, SUTTROP M. J. Interventions for the prevention of falls in older adults: systematic review and meta-analysis of randomised clinical trials. *BMJ* 2004; 328:680.

CHAPMAN G. J, HOLLANDS M. A. Evidence that older adult fallers prioritise the planning of future stepping actions over the accurate execution of on going steps during complex locomotor tasks. *Gait Posture* 2007; 26(1):59–67.

CHEN H. C, ASON-MILLER J. A, ALEXANDER N.B, SCHULTZ A.B. Stepping over obstacles: gait patterns of healthy young and old adults. *Journal of Gerontology* 1991; 46:196-203.

CORMIE P, DEANE R. S, TRIPLETT T, MECBRIDE J. Acute effects of whole body vibration on muscles activity, strength, and power. *Journal of Strength and Conditioning Research* 2006; 20: 257-261.

CROSBIE J, VACHALATHITI R, SMITH R. Age, gender and speed effects on spinal kinematics during walking. *Gait & Posture* 1997; 5:13-20.

DAVID M, BAZETT J, HOLMES W, DUGAN E. L. Comparing the effects of various whole body vibration accelerations on counter movement jump performance. *Journal of Sports Science and Medicine* 2008; 7: 144-150.

DEVITA P, HORTOBÁGYI T. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *Journal of Applied Physiology* 2000; 88:1804-1811.

DINGWELL J. B, MARIN L. C. Kinematic variability and local dynamic stability of upper body motions when walking at different speeds. *Journal of Biomechanics* 2006; 39:444-452.

DOBBS R. J, CHARLETT A, BOWES S. G. Is this walk normal? *Age Ageing*. 1993;22:27–30.

FIATARONE M. A, EVANS WJ. . The etiology and reversibility of muscle dysfunction in the aged. *J Gerontol* 1993;48S:77-83.

FONTANA T. L, RICHARDSON C. A, STANTON W. R. The effect of weight-bearing exercise with low frequency, whole body vibration on lumbosacral proprioception: a pilot study on normal subjects. *Australian Journal of Physiotherapy* 2005;51:259–63.

GONCALVES M, MARQUES N. R, HALLAL C. Z. Electromyographic activity of trunk muscles during exercises with flexible and non-flexible poles. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, v. 24, p. 209-214, 2012.

HAGEMAN P. A, BLANKE D. J. Comparison of gait of young women and elderly women. *Physical Therapy* 1986; 66:1382-1387.

HAHN M. E, CHOU L. S. Age-related reduction in sagittal plane Center of mass motion during obstacle crossing. *Journal of Biomechanics* 2004; 37:837-844.

HAHN M. E, LEE H. J, CHOU L. S. Increased muscular challenge in older adults during obstructed gait. *Gait & Posture* 2005; 22:356-361.

HALLAL C. Z, MARQUES N. R, GONÇALVES M. O uso da vibração como método auxiliar no treinamento de capacidades físicas: uma revisão da literatura. *Motriz*, Rio Claro 2010; 16(2): 527-533.

HALLAL C. Z, MARQUES N. R, GONÇALVES M. Electromyographic Ratio of Shoulder Stabilizer Muscles during Performance of Exercises with Oscillatory Poles. *Rev Bras Med Esporte* 2011; 17(1):31-35.

HALLAL C. Z, MARQUES N. R, SILVA S. R. D, VANDIEEN J. H, GONÇALVES M. Electromyographic activity of shoulder muscles during exercises performed with oscillatory and non-oscillatory poles. *Rev Bras Fisioterapia* 2011; 15(2):89-94.

HAHN M. E, LEE H. J, CHOU L. S. Increased muscular challenge in older adults during obstructed gait. *Gait & Posture* 2005; 22:356-361.

HERMAN T, MIRELMAN A, GILADI N, SCHWEIGER A, HAUSDORFF J. M. Executive control deficits as a prodrome to falls in healthy older adults: a prospective study linking thinking, walking, and falling. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2010; 65(10):1086–1092.

HERMENS J. H, FRERIKS B, DISSELHORST-KLUG C, RAU G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2000; 10:361-374.

HORTBÁGYI T, DEVITA P. Muscle pre and coactivity during downward stepping are associated with leg stiffness in aging. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2000; 10:117-126.

HORTOBÁGYI T, SOLNIK S, GRUBER A, RIDER P, STEINWEG K, HELSETH J, DEVITA P. Interaction between age and gait velocity in te amplitude and timing of antagonist muscle coactivation. *Gait & Posture* 2009; 29:558-564.

HOWE T. E, ROCHESTER L, JACKSON A, BANKS P. M, BLAIR V. A. Exercise for improving balance in older people. *Cochrane Database Syst Rev* 2007; 4.

JAHN K, ZWERGAL A, SCHNIEPP R. Gait disturbances in old age. *Deutsches Arzteblatt International* 2010; 107:306-316.

JORDAN M. J, STHEPHEN R. N, DAVID J. S, HERZOG W. Vibration training: an overview of the area, training consequences, and future considerations. *Journal of Strenght and Conditional Research* 2005; 19:459-466.

JUDGE J. O; DAVIS R. B; OUNPUU S. Step length reuctions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics. *Journal of Gerontology* 1996; 51:303-312.

KANG H. G, DINGWELL J. B. Separarating the effects of age and walking speed on gait variability. *Gait & Posture* 2008;27(4):572-577.

LAESSOE U, HOECK H. C, SIMONSEN O, VOIGT M. Residual attentional capacityamongst young and elderly during dual and triple task walking. *Hum Mov Sci* 2008; 27(3):496–512.

LISTER J. L, DEL ROSSI G, STOUTENBERG M, ADAMS J. B, TOBKIN S. Scapular stabilizer activity during Bodyblade®, cuff weigths, and Thera-Band® use. *J Sport Rehabil.* 2007;16(1):50-67.

LORD S. R, CLARK R. D, WEBSTER I. W. Postural stability ans associated physiological factors in a population of aged persons. *Journal of Gerontology* 1991; 46:69-76.

LORD S. R, MCLEAN D, STATHERS G. Physiological factors associated with injurious falls in older people living in the community. *Gerontology* 1992;38(6):338–46.

LYONS M. M. Central pattern generation of locomotion: A review of the evidence. *Physical Therapy* 2012; 82:69-83.

MACALUSO A, NIMMO M. A, FOSTER J. E, COCKBURN M, MCMILLAN N. C, DEVITO G. Contractile muscle volume and agonist-antagonist coactivation account for differences in torque between young and older women. *Muscle Nerve* 2002; 25:858-863.

MARQUES N. R, HALLAL C. Z, GONÇALVES M. Padrão de co-ativação dos músculos do tronco durante exercícios com haste oscilatória. *Motriz: Revista de Educação Física (Online)*, v. 18, p. 245-252, 2012.

MARIN P. J, RHEA M. R. Effects of vibration training on muscle strength: a meta-analysis. *J Strength Cond Res* 2010;24(2):548–56.

MARTIN B. J, PARK H. S. Analyses of the tonic vibration reflex: influence of vibration variables on motor unit synchronization and fatigue. *European Journal of Applied Physiology* 1997; 75:504-511.

MIRELMAN A, ROCHESTER L, REELICK M, NIEUWHOF F, PELOSIN E, ABBRUZZESE G, DOCKX K, NIEUWBOER A, HAUSDORFF J. M. V-TIME: a treadmill training program augmented by virtual reality to decrease fall risk in older adults: study design of a randomized controlled trial. *BCM Neurology* 2013; 13:3-12.

MOCK M. Gait and posture: Assesment in general practice. *Australian Family Physician* 2001; 36:11-18.

MORESIDE J. M, VERA-GARCIA F. J, MCGILL S. M. Trunk muscle activation patterns, lumbar compressive forces, an spine stability when using the bodyblade. *Phys Ther.* 2007;87(2):153-63.

NEIDER M. B, GASPAR J. G, MCCARLEY J. S, CROWELL J. A, KACZMARSKI H, KRAMER A. F. Walking and talking: dual-task effects on street crossing behavior in older adults. *Psychol Aging* 2011; 26(2):260–268.

NEWMAN A. B, KUPELIAN V, VISSER M Strength, but not muscle mass, is associated with mortality in the health, aging and body composition study cohort. *J Gerontol A Biol Sci*

Med Sci 2006; 61: 72–77.

NORDIN E, MOE-NILSSEN R, RAMNEMARK A, LUNDIN-OLSSON L. Changes in step-width during dual-task walking predicts falls. *Gait & Posture* 2010; 32:92-97.

PARK H. S, MARTIN B. J. Contribution of the tonic vibration reflex to muscle stress and muscle fatigue. *Scandinavian Journal of Work Environment & Health* 1998; 19: 35-42.

PERRIN P. P, GAUCHARD G. C, PERROT C, JEANDEL C. Effects of physical and sporting activities on balance control in elderly people. *British Journal of Sports Medicine* 1999;33:121–6.

PICHIERRI G, MURER K, BRUIN E. D. A cognitive-motor intervention using a dance video game to enhance foot placement accuracy and gait under dual task conditions in older adults: a randomized controlled trial. *BCM Geriatrics* 2012; 12:2-14.

POLLOCK R. D, MARTIN F. C, NEWHAM D. J. Whole-body vibration in addition to strength and balance exercise for falls-related functional mobility of frail older adults: a single-blind randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation* 2012; 26(10):915-923.

REES S. S, MURPHY A. J, WATSFORD M. L. Effects of whole body vibration on postural steadiness in an older population. *J Sci Med Sport* 2009;12(4):440–4.

REES S. S, MURPHY A. J, WATSFORD M. L. Effects of vibration exercise on muscle performance and mobility in an older population. *Journal of Aging and Physical Activity* 2007; 15:367-381.

REES S. S, MURPHY A. J, WATSFORD M. L. Effects of wholebody vibration exercise on lower-extremity muscle strength and power in an older population: a randomized clinical trial. *Phys Ther.* 2008; 88: 462–470.

RITTWEGER J. Vibration as an exercise modality: how it may work, and what its potential might be. *European Journal of Applied Physiology* 2010;108:877–904.

ROELANTS M, DELECLUSE C, VERSCHUEREN S. M. Whole-body-vibration training increases knee-extension strength and speed of movement in older women. *J Am Geriatr Soc* 2004;52(6):901–908.

SCHMITZ A, SILDER A, HEIDERSCHEIT B, MAHONEY J, THELEN D. G. Differences in lower-extremity muscular activation during walking between healthy older and young adults. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2009; 19: 1085-1091.

SHINOHARA, M. Effects of prolonged vibration on motor unit activity and motor performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 2005; 37:2120-2125.

SEIDLER R. D, HE J, STEMACH G. E. Coactivation to reduce variability in the elderly. *Motor Control* 1998; 2:314-315.

SPRINGER S, GILADI N, PERETZ C, YOGEV G, SIMON E. S, HAUSDORFF J. M. Dual tasking effects on gait variability: the role of aging, falls, and executive function. *Mov Disord* 2006; 21(7):950–957.

STOLZE H, KLEBE S, BAECKER C. Prevalence of gait disorders in hospitalized neurological patients. *Mov Disord* 2005; 20:89-94.

STOLZENBERG N, BELAVY D. L, RAWER R, FELSENBURG D. Whole-body vibration versus proprioceptive training on postural control in post-menopausal osteopenic women. *Gait & Posture* 2013; in press.

VERGHESE J, LEVALLEY A, HALL C. B, KATZ M. J, AMBROSE A. F, LIPTON R. B. Epidemiology of gait disorders in community-residing older adults. *J Am Geriatr Soc* 2006; 54: 255-261.

VERSCHUEREN S. M, ROELANTS M, DELECLUSE C, SWINNEN S, VANDERSCHUEREN D, BOONEN S. Effect of 6-month whole body vibration training on hip density, muscle strength, and postural control in postmenopausal women: a randomized controlled pilot study. *J Bone Miner Res* 2004;19(3):352–9.

WOO J, HO C, LAU J, CHAN G, YUEN K. Age-associated gait changes in the elderly:

pathological or physiological? *Neuroepidemiology*. 1995;14:65–71.

YOGEV-SELIGMANN G, HAUSDORFF J. M, GILADI N. The role of executive function and attention in gait. *Mov Disord* 2008; 23(3):329–342.

**VARIABILIDADE ELETROMIOGRÁFICA DE IDOSAS DURANTE A
MARCHA COM DUPLA TAREFA: EFEITO DE 8 SEMANAS DE TREINAMENTO
DE EQUILÍBRIO COM HASTE VIBRATÓRIA**

Camilla Zamfolini Hallal¹, Nise Ribeiro Marques¹, Mauro Gonçalves¹

¹ Departamento de Educação Física. Universidade Estadual Paulista. Instituto de Biociências IB/UNESP. Rio Claro. SP. Brasil.

Agradecimentos: Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (Fapesp) e Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq)

RESUMO

Os idosos estão susceptíveis à episódios de quedas devido à associação do envelhecimento com a redução da integridade dos mecanismos posturais para lidar com a instabilidade durante a marcha. A prática de exercícios físicos tem sido apontada como importante fator de intervenção no tratamento e recuperação de algumas doenças senis e prevenção de quedas. O objetivo do presente estudo foi avaliar os efeitos de 8 semanas de treinamento de equilíbrio com haste vibratória sobre a variabilidade de ativação muscular do membro inferior de idosas ativas durante a marcha em velocidade de preferência e marcha com duplas tarefas. Participaram do estudo 16 idosas divididas aleatoriamente em 2 grupos: grupo treinamento de equilíbrio (GTE) e grupo de treinamento de equilíbrio com haste vibratória (GTEHV). A avaliação da marcha foi composta por 3 condições distintas que incluíram marcha em velocidade de preferência e duplas tarefas. Foram coletados os dados eletromiográficos dos músculos reto femoral, vasto lateral, bíceps femoral, tibial anterior e gastrocnêmio lateral e dados cinemáticos de comprimento de passo. O GTEHV apresentou diminuição da variabilidade de ativação muscular do gastrocnêmio lateral, após o treinamento, durante a marcha em velocidade de preferência. Haja vista altos valores de variabilidade são considerados indicadores de instabilidade e aumento no risco de quedas, os resultados sugerem que a haste vibratória pode ser usada como um instrumento terapêutico promissor nas intervenções relacionadas à prevenção de quedas em idosos.

Palavras-chave: quedas; envelhecimento; vibração; variabilidade

INTRODUÇÃO

O crescimento da população de idosos nas últimas décadas em decorrência principalmente das melhorias nas condições de saúde e qualidade de vida é considerado um fenômeno mundial (IBGE 2000; Woolf e Pfleger 2003; Hirano, Fraga e Mantovani 2007; VanDieen e Pijnappels, 2008; Lopes et al. 2009). A participação relativa dos idosos na população brasileira chegou a 7,4% em 2010, o que é ilustrado pelo alargamento do topo da pirâmide etária (IBGE 2010). Este aumento acentuado do número de idosos tem sido refletido no campo da ciência por meio de muitos estudos em diversas áreas que buscam melhorar a qualidade de vida e a longevidade desta população.

Na biomecânica, um dos aspectos mais estudados em relação ao desempenho de idosos nas atividades de vida diária é a marcha. Isto ocorre não somente por esta ser uma das principais atividades cotidianas e sinônimo de independência, mas também pelo fato de mais de 50% dos casos de quedas ocorrerem durante a marcha (Menz, Lord e Fitzpatrick 2003; Talbot et al. 2005; Baird e Richard 2009). Cerca de 30 a 40% dos indivíduos com mais de 65 anos caem todos os anos e a ocorrência de quedas estão entre as principais causas de lesões e morte em idosos (Cumming et al. 2000; Lord e Dayhew 2001; Shobha e Rao 2005; Chambers e Chan 2007; VanDieen e Pijnappels 2008; Zenewton e Conesa 2008).

O envelhecimento é, portanto, considerado o principal fator de risco para a ocorrência de quedas, haja vista a redução da integridade dos mecanismos posturais para lidar com a instabilidade durante a marcha (Stolze, Klebe e Baecker, 2005; Jahn, Zwergal e Schniepp, 2010). Os idosos apresentam início mais lento e menor amplitude das respostas posturais quando são necessários ajustes compensatórios que incluem estratégias para recuperar plenamente o equilíbrio e evitar a queda (Tang, Woollacott, 1998). Verghese et al. (2006) mostraram em seu estudo que aproximadamente 35% dos idosos com mais de 70 anos e 80% dos idosos com mais de 85 anos apresentam mudanças nos padrões da marcha. Em adição, quando a marcha é realizada concomitantemente à outras tarefas de demanda motora ou atencional, podem ocorrer alterações posturais que predispõe à ocorrência de quedas (Talbot et al. 2005; Dubost et al. 2006; Beauchet et al. 2009; Montero-Odasso et al. 2009).

Recentemente, a análise da variabilidade de parâmetros biomecânicos da marcha tem se mostrado uma excelente medida do risco de quedas em idosos e de déficits de mobilidade (Brach et al, 2005; Brach et al, 2007; Najafi et al, 2009; Callisaya et al, 2010).

Altos valores de variabilidade no andar referem-se à flutuação nos valores dos parâmetros de marcha de uma passada para outra e é considerado um indicativo de instabilidade, pois reflete distúrbios no controle motor como resultado de déficits no sistema nervoso central e periférico advindos do processo de envelhecimento (Hausdorff et al. 2007; Brach et al. 2008; Beauchet et al.).

O músculo esquelético é um tecido que permanece responsivo aos estímulos externos durante toda a vida (Clark 2004). Esta plasticidade manifesta-se em idosos da mesma maneira que em indivíduos jovens nas modalidades de exercícios para ganho de força, equilíbrio, resistência e flexibilidade (Teixeira et al. 2008; Clark 2004). Deste modo, a prática regular de exercícios físicos para a população idosa tem sido apontada como importante fator de intervenção no tratamento e recuperação de algumas doenças senis (Teixeira et al. 2008). Estudos mostram que o uso de plataformas vibratórias no treinamento das capacidades físicas de idosos são capazes de proporcionar melhora no equilíbrio e propriocepção (Verschueren et al. 2004; Bogaerts et al. 2007; Rees, Murphy e Watsford 2007). Em estudo realizado por Hallal, Marques e Gonçalves (2010) foi apontado que o treino de equilíbrio com haste vibratória diminui o risco de quedas em idosas ativas segundo a Escala de Equilíbrio de Berg. Entretanto, não há estudos na literatura que mostrem, por meio da avaliação biomecânica, o impacto do treinamento de equilíbrio com hastes vibratórias sobre o risco de quedas em idosos.

Com base no exposto, o objetivo do presente estudo foi avaliar os efeitos de 8 semanas de treinamento de equilíbrio com haste vibratória sobre a variabilidade de ativação muscular do membro inferior de idosas ativas durante a marcha em velocidade de preferência e marcha com duplas tarefas. Nos hipotetizamos que o treinamento de equilíbrio com haste vibratória diminui a variabilidade de parâmetros eletromiográficos da marcha normal e com dupla tarefa, minimizando o risco de quedas em idosos.

MÉTODOS

Participaram do estudo 16 idosas ativas de acordo com International Physical Activity Questionnaire, participantes de um grupo de atividade física para a idosos, as quais foram divididas aleatoriamente em 2 grupos de intervenção: grupo treinamento de equilíbrio com haste vibratória (GTEHV) e grupo de treinamento de equilíbrio (GTE). A média de idade

do GTEHV foi de 65.2 (± 2.3) anos, peso de 67.4 (± 8.1) kilos, altura de 1.56 (± 0.06) metros e tempo de prática de atividade física de 5.75 (± 5) anos. A média de idade do GTE foi de 66.2 (± 3.1) anos, peso de 67.4 (± 6.3) kilos, altura de 1.54 (± 0.05) metros e tempo de prática de atividade física de 5.56 (± 4.6).

Os critérios de exclusão foram presença de dor, fratura ou lesão grave em tecidos moles nos 6 meses antecedentes ao estudo, bem como diagnóstico de doenças neurológicas, cardiovasculares ou respiratórias. O presente estudo foi aprovado por Comitê de Ética local (CEP 69/2009) e todas as voluntárias assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

A seleção da velocidade de preferência em esteira ergométrica Millennium Super ATL (INBRAMED®) e a familiarização dos voluntários na velocidade selecionada foi realizada antes do início da avaliação da marcha (Dingwell e Marin 2006). Os voluntários usaram cinto e cabo de segurança durante todo o teste para evitar quedas. O protocolo de avaliação foi composto por 3 condições de marcha descritas a seguir:

- Marcha normal (MN): os voluntários caminharam sobre a esteira em velocidade de preferência por 3 minutos consecutivos.

- Marcha com medo de cair (MMC): em velocidade de preferência, as voluntárias foram convencidas, por meio de protocolo verbal, de que apareceriam obstáculos na esteira que poderiam provocar tropeços. No entanto, as voluntárias eram apenas induzidas ao medo e nenhum obstáculo aparecia durante os 3 minutos de coleta nesta condição.

- Marcha com estímulo luminoso (MEL): as voluntárias andaram na esteira em velocidade de preferência por 3 minutos consecutivos ao mesmo tempo que deveriam falar as cores das lâmpadas que acendiam aleatoriamente em sua frente.

Durante toda a avaliação da marcha foram coletados os sinais eletromiográficos. Foram utilizados eletrodos de superfície AG/AgCl (Miotec®), em configuração bipolar com área de captação de 1cm de diâmetro e distância intereletrodos de 2cm. Previamente a colocação dos eletrodos foi realizada a tricotomia e limpeza da pele com álcool (Hermens et al. 2000). Para a captação dos sinais eletromiográficos foi utilizado um módulo de aquisição de sinais biológicos por telemetria Myoresearch (Noraxon®), com frequência de amostragem de 1000Hz, ganho total de 2000 vezes. Os eletrodos foram posicionados sobre os músculos reto femoral vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio lateral (GL), de acordo com as normas de Hermens et al. (2000).

As sessões de treinamento de equilíbrio foram iniciadas na semana seguinte da avaliação inicial e teve duração de 8 semanas consecutivas, com duas sessões semanais de 50 minutos de duração cada. O GTEHV e GTE realizaram o mesmo protocolo de exercícios. Entretanto, o GTEHV realizou os exercícios propostos com o uso de uma haste vibratória Flexibar®, movimentada a uma frequência de 5Hz, determinada por familiarização prévia. O GTE realizou os exercícios com o uso de bastões rígidos com as mesmas dimensões da haste vibratória.

O protocolo de treinamento de equilíbrio foi executado com grau de dificuldade crescente entre as sessões. Cada sessão foi composta por 3 exercícios de equilíbrio estático e dinâmico e os voluntários executaram cada exercício 5 vezes. A cada sessão foram mantidos dois exercícios de maior dificuldade da sessão anterior e era proposto um novo exercício. Caso o voluntário não conseguisse manter por 15 segundos algum exercício, o mesmo não era substituído até o sucesso na sua execução. Após 8 semanas de treinamento todos os voluntários foram reavaliados seguindo os mesmos procedimentos descritos para a avaliação inicial.

Os dados de eletromiografia foram processados por meio de rotinas desenvolvidas em ambiente Matlab (Mathworks®), sendo considerados para análise 10 passadas consecutivas de cada uma das diferentes condições de marcha. O início e o final dos ciclos foram determinados de acordo com protocolo adaptado de Kang e Dingwell (2008). Para o processamento do sinal e criação do envelope linear foram utilizados filtros passa alta de 20Hz, passa baixa de 500Hz e notch de 60Hz, além de filtro passa baixa de 4ª ordem com frequência de corte de 6 Hz. Os valores de envelope linear de cada sujeito foram normalizados pela média dos valores da condição de MN para cada músculo e interpolados em 1001 pontos.

O cálculo da variabilidade dos dados eletromiográficos de envelope linear foi realizado de acordo com a equação abaixo (Dingwell e Marin, 2006; Kang e Dingwell, 2008). Onde o $DP(i)$ indica o desvio-padrão de uma medida $i\%$ de cada ciclo da marcha, e $\langle \cdot \rangle_i$ denota a média de todos os i .

$$\text{MédiaDP} = \langle DP(i) \rangle_i, i \in \{0 - 100\% \text{ do ciclo da marcha}\}$$

A análise estatística foi realizada por meio do software PASW statistics 18.0®. Para a análise foram utilizados os testes ANOVA TwoWay para medidas repetidas e Post-Hoc Bonferroni. Além disso, para identificar a interação entre condições de marcha e período de avaliação (antes e após o treinamento) foi utilizado o teste ANOVA OneWay. Para todas as análises foi considerado $p < 0.05$.

RESULTADOS

Os resultados mostram que para ambos os grupos de treinamento (GTE e GTEHV) ocorreu uma diminuição da variabilidade de ativação muscular do membro inferior das voluntárias, após o treinamento, durante a marcha em velocidade de preferência e marcha com duplas tarefas para todos os músculos avaliados. Entretanto, foi encontrada diferença significativa apenas para o grupo GTEHV, durante a marcha normal, para o músculo GL ($p=0.039$). As Figuras 1, 2, 3 e 4 mostram os valores médios de desvios-padrão da ativação muscular referentes às medidas de variabilidade dos músculos VL, BF, TA e GL em todas as condições de marcha, antes e após o protocolo de treinamento, para o GTEHV e GTE.

Figura 1: Valores médios de desvio-padrão de ativação muscular do VL nas condições MN, MMC e MEL para as avaliações inicial e pós treino dos grupos GTEHV e GTE

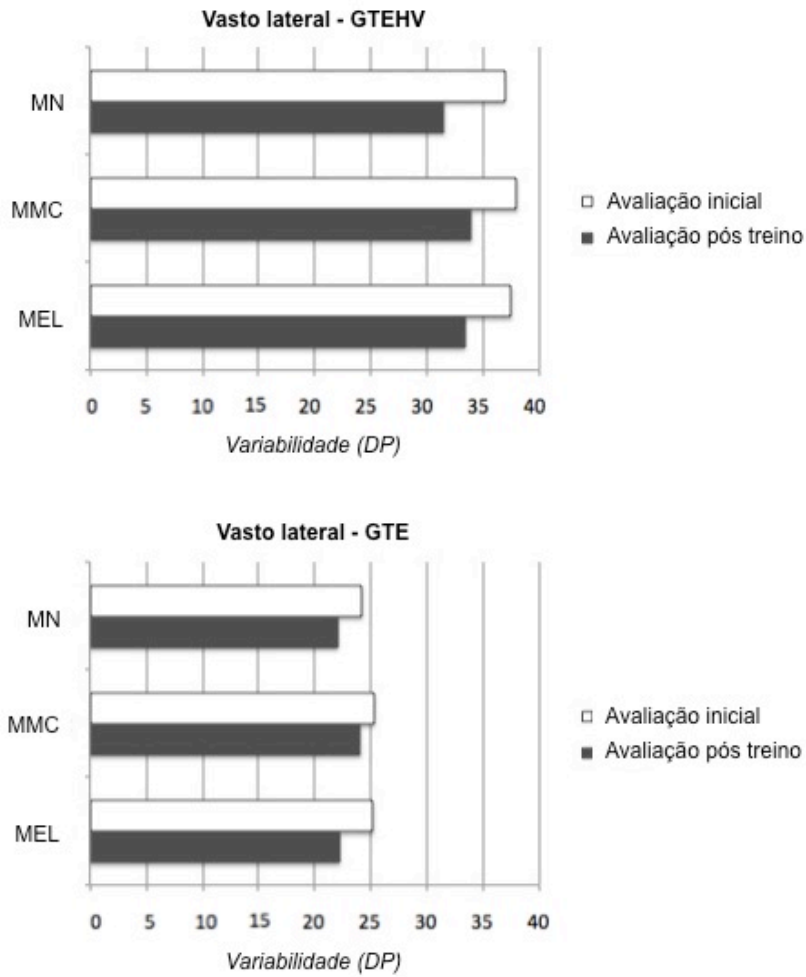


Figura 2: Valores médios de desvio-padrão de ativação muscular do BF nas condições MN, MMC e MEL para as avaliações inicial e pós treino dos grupos GTEHV e GTE

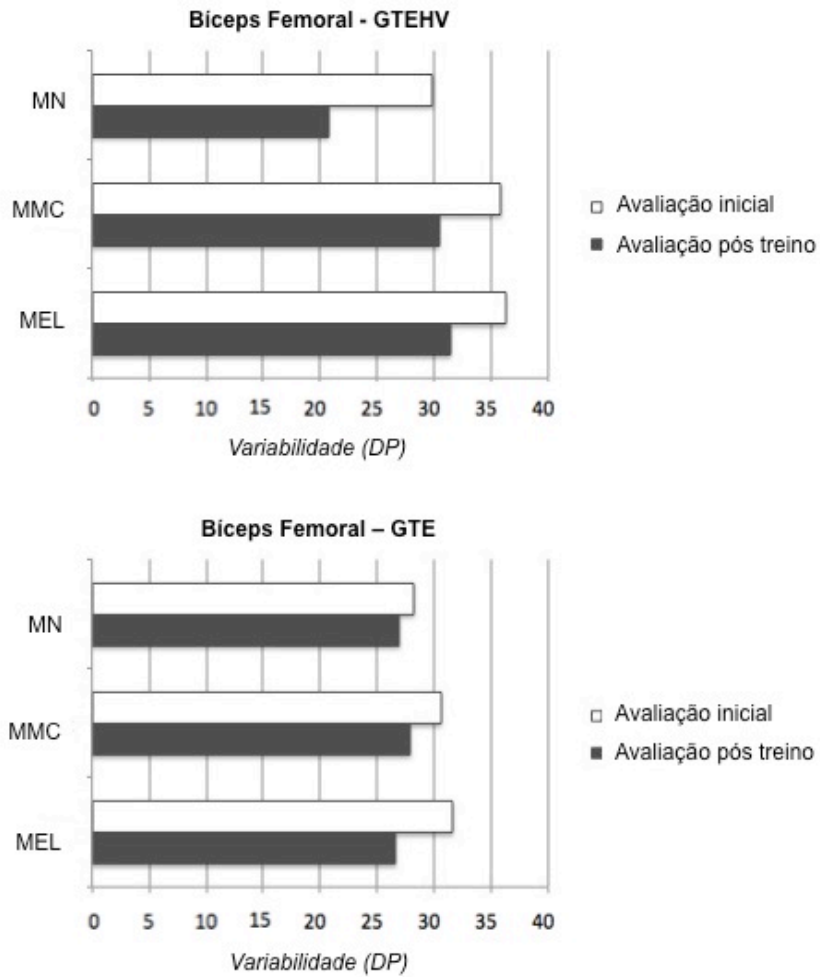


Figura 3: Valores médios de desvio-padrão de ativação muscular do TA nas condições MN, MMC e MEL para as avaliações inicial e pós treino dos grupos GTEHV e GTE

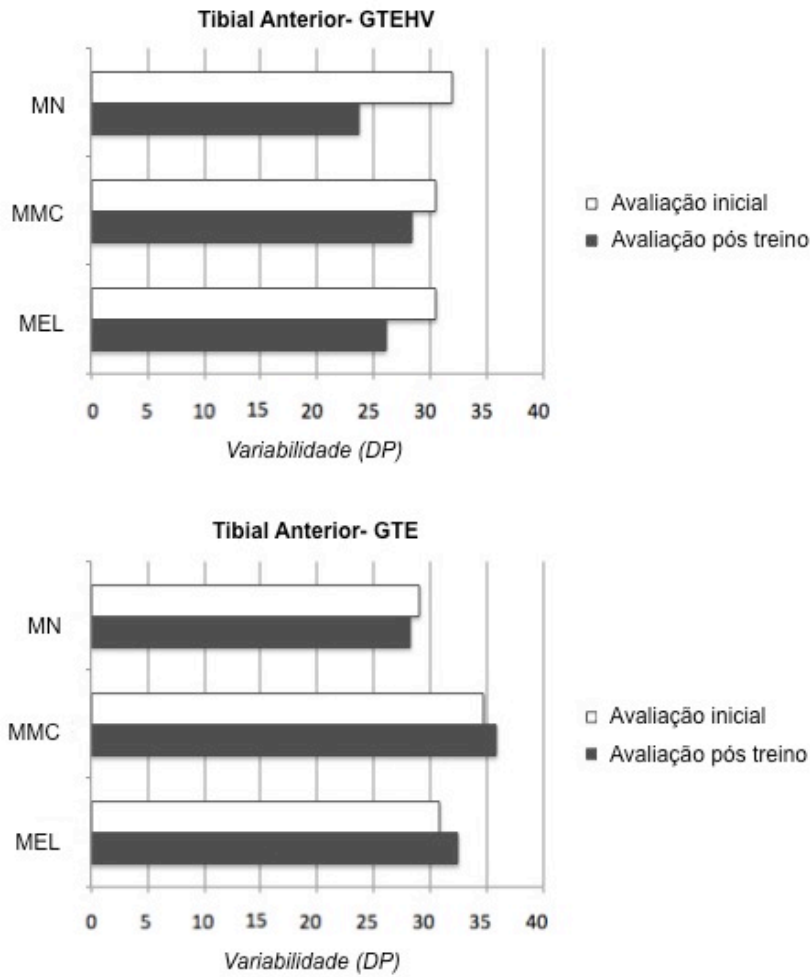
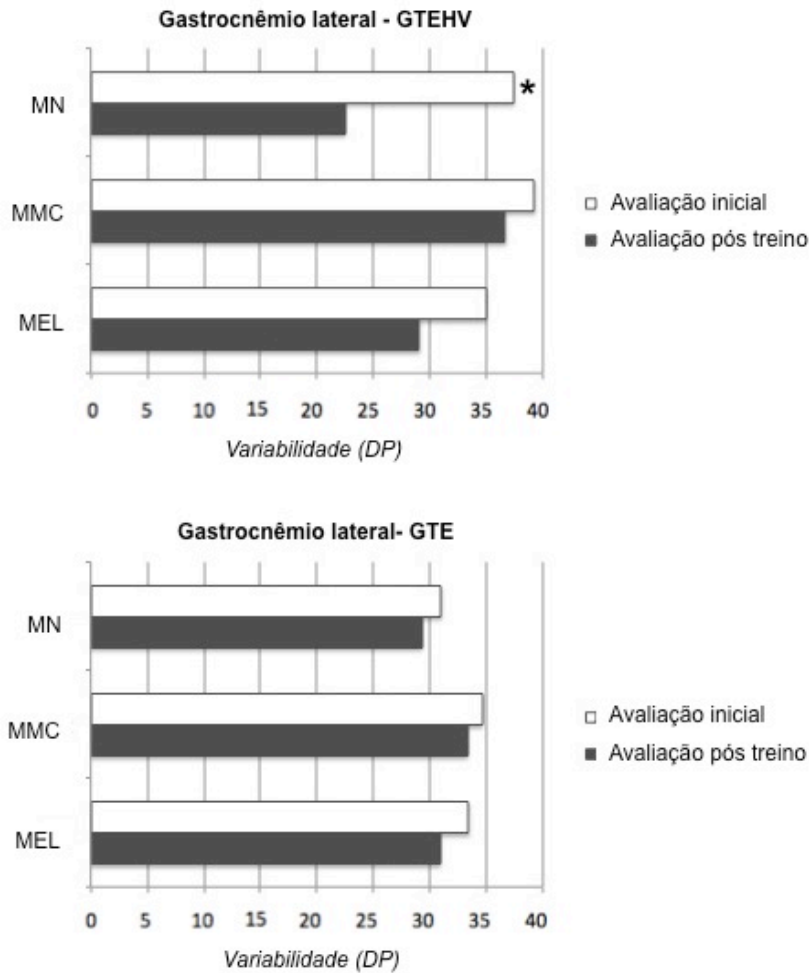


Figura 4: Valores médios de desvio-padrão de ativação muscular do GL nas condições MN, MMC e MEL para as avaliações inicial e pós treino dos grupos GTEHV e GTE



* diferença significativa entre a avaliação inicial e a avaliação pós treino para o GTEHV ($p < 0.05$)

DISCUSSÃO

A alta incidência de quedas em idosos e as evidências científicas de que a prática de atividade física pode reverter parcialmente os efeitos do envelhecimento sobre o sistema musculoesquelético têm estimulado a busca extensiva por novos métodos de intervenção capazes de potencializar os efeitos dos treinamentos convencionais de força, resistência, equilíbrio e flexibilidade. A haste vibratória destaca-se como um novo e promissor instrumento terapêutico capaz de proporcionar efeitos positivos no treinamento das capacidades físicas (Sugimoto, Blanpied, 2006; Anders, Wenzel, Scholle, 2007; Buteau,

Eriksrud, Hasson, 2007; Lister et al., 2007; Moreside, Garcia, McGlil, 2007). Assim, o objetivo deste estudo foi avaliar os efeitos de 8 semanas de treinamento de equilíbrio com haste vibratória sobre a variabilidade de ativação muscular do membro inferior de idosas ativas durante a marcha em velocidade de preferência e marcha com duplas tarefas. Nós utilizamos a análise da variabilidade por se tratar de um bom indicador do risco de quedas em idosos (Brach et al. 2005; Brach et al. 2007; Callisaya et al. 2010; Najafi et al. 2009).

Nossos resultados concordam com a hipótese levantada de que o treinamento de equilíbrio com haste vibratória diminui a variabilidade de parâmetros eletromiográficos da marcha normal e com dupla tarefa, minimizando o risco de quedas em idosos. Os treinamentos de equilíbrio propostos para os grupos GTE e GTEHV foram capazes de proporcionar diminuição da variabilidade de ativação muscular, após o treinamento, durante a marcha em velocidade de preferência e marcha com duplas tarefas para todos os músculos avaliados. Entretanto, somente o protocolo de treinamento com haste vibratória, executado pelo grupo GTEHV proporcionou diminuição significativa da ativação muscular do GL durante a marcha normal.

Os idosos apresentam maiores valores de variabilidade em parâmetros cinemáticos na velocidade, cadência e velocidade das passadas durante a execução da marcha associada a uma tarefa cognitiva em relação à marcha em condição normal (Hollman et al. 2010). Haja vista que os parâmetros cinemáticos refletem os padrões de ativação muscular, presumidamente os idosos também apresentam altos valores de variabilidade de ativação muscular (Dingwell e Marin, 2006 motriz). Em estudo realizado por Hallal et. al. (2013) os idosos apresentaram maiores valores de variabilidade de ativação muscular do que jovens em condições de marcha normal e com dupla tarefa. Como altos valores de variabilidade no andar relacionam-se com a instabilidade nos parâmetros de marcha de uma passada para outra, estes são considerados indicativos de instabilidade e distúrbios no controle motor, como resultado de déficits no sistema nervoso central e periférico (Beauchet et al. 2009; Callisaya et al. 2010).

Alterações na variabilidade dos parâmetros da marcha têm, portanto, uma forte relação com o risco de quedas em idosos. Deste modo, nossos resultados corroboram com os encontrados por Hallal, Marques e Gonçalves (2010). Estes autores apontam que o treino de equilíbrio com haste vibratória é capaz de diminuir o risco de quedas em idosos. O treinamento de equilíbrio com haste vibratória proposto neste estudo mostrou-se capaz de

diminuir a variabilidade de ativação muscular do GL para o GTEHV, o que pode ter impacto na diminuição do risco de quedas destes indivíduos.

Os valores de variabilidade de ativação muscular após o treinamento nas condições de marcha com dupla tarefa não foram significativos para nenhum músculo avaliado, pela complexidade da tarefa e maior demanda neuromuscular associada. Quando a atenção da marcha é dividida com outra tarefa, seja ela cognitiva ou motora, ocorre uma dificuldade no controle postural que pode aumentar o risco de quedas em idosos (Swan, Otani e Loubert 2007; Daele et al. 2010; Schulz, Lloyd e William 2010). Deste modo, situações de dupla tarefa durante a marcha podem ser responsáveis pelo aumento na variabilidade (Beauchet et al, 2005).

Os efeitos do treinamento com vibração sobre as capacidades físicas têm sido extensivamente documentados na literatura (Verschueren et al. 2004; Bogaerts et al. 2007; Rees, Murphy e Watsford 2009). No entanto, apesar de não existirem estudos na literatura que avaliaram os efeitos do treinamento de equilíbrio com haste vibratória sobre a variabilidade de ativação muscular durante a marcha de idosos, os efeitos positivos encontrados no presente estudo parecem não ter relação direta com o estímulo vibratório proporcionado pelo manuseio da haste. O estímulo das ondas mecânicas produzidas pela vibração são dissipadas a medida que se propagam nos tecidos, assim, possivelmente a influência deste estímulo sobre os padrões de ativação muscular dos membros inferiores são mínimos. Com base no exposto, acreditamos que os resultados encontrados estejam relacionados mais diretamente à desestabilização postural causada durante o manuseio da haste vibratória, a qual pode ter atuado como uma sobrecarga adicional de instabilidade no protocolo de treinamento de equilíbrio proposto ao GTEHV.

A avaliação da marcha em esteira pode ser considerada, sob alguns aspectos, uma limitação metodológica. A marcha em esteira não representa uma situação de marcha cotidiana e pode alterar os parâmetros de variabilidade (Marques et al. 2013). Entretanto, os voluntários deste estudo foram familiarizados com a marcha em esteira previamente ao início das avaliações como descrito por (Dingwell e Marin 2006) o que minimiza possíveis alterações da variabilidade em função da realização da marcha em esteira. Nós optamos em utilizar a esteira há vista a possibilidade da realização da marcha de maneira contínua o que é altamente recomendado para as análises de variabilidade, pois interrupções na marcha, como é feito na análise em solo, pode afetar o perfil de dependência entre os ciclos da marcha

(Griffin e Westa 2000; Dingwell et al. 2001; Paterson, Lythgo e Hill 2009). Além disto, devido às alterações no ritmo locomotor temporal que a marcha em espaços restritos causa, os efeitos da idade sobre os parâmetros da marcha são mais facilmente identificados durante a marcha contínua, como a realizada sobre a esteira ou em circuitos ovais (Herman et al 2005; Kang Dingwell 2008; Paterson, Lythgo e Hill 2009).

CONCLUSÃO

O treinamento de equilíbrio com haste vibratória foi capaz de diminuir a variabilidade de ativação muscular do GL de idosas durante a marcha normal. Com base neste resultado e nos principais pontos discutidos neste estudo, concluímos que a haste vibratória pode ser usada como um instrumento terapêutico promissor nas intervenções relacionadas à prevenção de quedas em idosos. Sugerimos que mais estudos sejam feitos com o uso da haste vibratória em outros protocolos de treinamento de capacidades físicas como força, resistência e flexibilidade, com o objetivo de proporcionar aos profissionais de saúde que atuam na prevenção de quedas em idosos maiores opções de intervenção e um maior alcance social.

REFERÊNCIAS

ANDERS, C; WENZEL, B; SCHOLLE, H-C. Cyclic upper body perturbations caused by a flexible pole: influence of oscillation frequency and direction on trunk muscle co-ordination. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, v. 20, p. 167-175, 2007.

BAIRD, J. L; RICHARD, E. A. Young and older adults use different strategies to perform a standing turning task. *Clinical Biomechanics*, v. 24, p. 826-832, 2009.

BEAUCHET, O; DUBOST, V; AMINIAN, K; GONTHIER, R; KRESSIG, R. W. Dual task related gait changes in the elderly: does the type of cognitive task matter? *Journal of Motor Behaviour*, v. 37, p. 259-264, 2005.

BEAUCHET O, ALLALI G, ANNWEILER C, BRIDENBAUGH S, ASSAL F, KRESSIG RW, HERRMANN FR. Gait variability among healthy adults: low and high stride-to-stride variability are both a reflection of gait stability. *Gerontology* 2009;55:702-706.

BOGAERTS, A; VERSCHUEREN, S; DELECLUSE, C; CLAESSENS, A. L; BOONEN, S. Effects of whole body vibration training on postural control in older individuals: a 1 year randomized controlled trial. *Gait & Posture*, V. 26, p. 309-316, 2007.

BRACH, J. S; BERLIN, J. E; VANSWEARINGEN, J. M; NEWMAN, A. B; STUDENSKI, S. A. Too much or too little step width variability is associated with a fall history in older person who walk at or near normal gait speed. *Journal of Neuroengineering Rehabilitation*, v. 2, 2005.

BRACH, J. S; STUDENSKI, S. A; PERERA, S; VANSWERINGEN, J. M; NWMAN, A. B. Gait variability and the risk of incident mobility disability in community-dwelling older adults. *Journal of Gerontology*, v. 62, p. 983-988, 2007.

BRACH, J. S; STUDENSKI, S; PERERA, S; NEWMAN, A. B. Stance time and step width variability have unique contributing impairments in older persons. *Gait & Posture*, v. 27, p. 431-439, 2008.

BUTEAU, J. L; ERIKSRUD, O; HASSON, S. M. Rehabilitation of a glenohumeral instability utilizing the body blade. *Physiotherapy Theory and Practice*, v. 23, n. 6, p. 333-349, 2007.

CALLISAYA, M. L; BLIZZARD, L; SCHMIDT, M. D; MCGINLEY, J. L; SRIKANTH, V. K. Ageing and gait variability - a population - based study on older people. *Age and Ageing*, v. 39, p. 191-197, 2010.

CHAMBERS, A. J; CHAN, R. Slip-related muscle activation patterns in the stance leg during walking. *Gait & Posture*, v. 25, p. 565-572, 2007.

CLARK, M.S.F. The effects of exercise on skeletal muscle in the aged. *J Musculoskel Neuron Interact*, v. 4, n. 2, p. 175-178, 2004.

CUMMING, R. G; SALKELD, G; THOMAS, M; SZONYI, G. Prospective study of the impact of fear of falling on activities of daily living, SF-36 scores, and nursing home admission. *Journal of Gerontology*, v. 55, p. 299-305, 2000.

DAELE, U. V; HAGMAN, F; TRUIJEN, S; VORLAT, P; GHELUWE, B. V; VAES, P. Decreased in postural sway and trunk stiffness during cognitive dual-task in nonspecific chronic low back pain patients, performance compared to healthy control subjects. *Spine*, v. 35, p. 583-589, 2010.

DINGWELL, J. B; CUSUMANO, J. P; CAVANAGH, P. R; STERNAD, D. Local dynamic stability versus kinematic variability of continuous overground and treadmill walking. *J Biomech Eng*; v. 123, p. 2-32, 2001

DINGWELL, J. B; MARIN, L. C. Kinematic variability and local dynamic stability of upper body motions when walking at different speeds. *Journal of Biomechanics*, v. 39, p. 444-452, 2006.

DUBOST V, KRESSIG RW, GONTHIER R, HERRMANN FR, AMINIAN K, NAJAFI B, BEAUCHET O. Relationships between dual-task related changes in stride velocity and stride time variability in healthy older adults. *Hum Mov Sci* 2006;25:372–382.

GRIFFIN, L; WEST, D. J. Randon stride intervals with memory. *J. Biol. Phys*; v. 26, p. 185-202, 2000

HALLAL, C. Z. ; MARQUES, N. R. ; GONCALVES, M. . Avaliação do risco de quedas de idosas ativas submetidas a treinamento de equilíbrio com haste vibratória. *Terapia Manual*, v. 8, p. 192-197, 2010.

HALLAL, C. Z. ; MARQUES, N. R. ; CASTRO, A. ; SPINOSO, D. H. ; ROSSI, D. M. ; GARCIA, J. A. M. ; Navega, MT ; GONCALVES, M. . Variabilidade de parâmetros eletromiográficos e cinemáticos da marcha de idosos. *Motriz : Revista de Educação Física (Online)*, v. 19, p. 141-150, 2013.

HAUSDORFF, J. M; Gait dynamics, fractals and falls: finding meaning in the stride-to-stride fluctuations of human walking. *Human Movement Science*, v. 26, p. 555-589, 2007.

HERMAN, T; GILADI, N; GUREVICH, T; HAUSDORFF, J.M. Gait and instability and fractal dynamics of older adults with a cautious gait: why do certain older adults walk fearfully? *Gait & Posture*, v. 21, p. 178-185, 2005.

HERMENS, J.H.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, C.; RAU, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 10, p. 361–374, 2000.

HIRANO, E. S; FRAGA, G. P; MANTOVANI, M. Trauma no idoso. *Medicina, Ribeirão Preto*, v. 40, n. 8, p. 352-357, 2007.

HOLLMAN, J. H; CHILDS, K. B; MUELLER, A. C; QUILTER, C. M; YODAS, J. W. Number of strides required for reliable measurement of pace, rhythm and variability parameters of gait during normal and dual task walking in older individuals. *Gait & Posture*, v. 32, p. 23-28, 2010.

IBGE. Estudos & Pesquisas – Informações demográfica e socioeconômica. O fenômeno mundial. Perfil dos idosos responsáveis pelos domicílios no Brasil. Disponível em : [www.ibge.gov.br/home/estatistica/população/perfil do idoso 2000](http://www.ibge.gov.br/home/estatistica/população/perfil%20do%20idoso).

IBGE. Estudos & Pesquisas – Informações demográfica e socioeconômica. Disponível em : [www.ibge.gov.br/home/estatistica/população/ 2010](http://www.ibge.gov.br/home/estatistica/população/).

JAHN, K; ZWERGAL, A; SCHNIEPP, R. Gait disturbances in old age. *Deutsches Arzteblatt International*. v. 107, n. 17, p. 306-316, 2010.

KANG, H. G.; DINGWELL, J. B. Separating the effects of age and walking speed on gait variability. *Gait & Posture*, v.27, n.4, p.572-577, 2008.

LISTER, J. L; ROSSI, G. D; STOUTENBERG, M; ADAMS, J. B; TOBKIN, S; SIGNORILE, J. Scapular stabilizer activity during Bodyblade, cuff weights, and Thera-band use. *Journal of Sports and Rehabilitation*, v. 16, p. 50-57, 2007.

LOPES, K. T; COSTA, D. F; SANTOS, L. F; CASTRO, D. P; BASTONE, A. C. 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*, v. 13, n. 3, p. 223-229, 2009.

LORD, S. R.; DAYHEW, J. Visual risk factor for falls in older peoples. *Journal of the American Geriatrics Society*, v. 49, n. 5, p. 508-515, 2001.

MARQUES, N. R. ; LAROCHE, D. P. ; HALLAL, C. Z. ; CROZARA, L. F. ; MORCELLI, M. H. ; KARUKA, A. ; Navega, MT ; GONCALVES, M. . Association between energy cost of walking, muscle activation, and biomechanical parameters in older female fallers and non-fallers. *Clinical Biomechanics (Bristol)*, v. x, p. in press, 2013.

MENZ, H. B., LORD, S. R.; FITZPATRICK, R. C. Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. *Gait & Posture*, v.18, p. 35–46, 2003.

MONTERO-ODASSO M, CASAS A, HANSEN KT, BILSKI P, GUTMANIS I, WELLS JL, BORRIE MJ. Quantitative gait analysis under dual-task in older people with mild cognitive impairment: a reliability study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2009;35(6).

MORESIDE, I. M; GARCIA, F. V; MCGLIL, S. M. Trunk muscle activation patterns, lumbar compressive forces, and spine stability when using the Bodyblade. *Physical Therapy*, v. 87, n. 3, p. 153-164, 2007.

NAJAFI, B; HELBOSTAD, J. L; NILSSEN, R. M; ZIJLSTRA, W; AMINIAN, K. Does walking strategy in older people change as a function of walking distance? *Gait & Posture*, v. 29, p. 261-266, 2009.

PATERSON, K. L; LYTHGO, N. D; HILL, K. D. Gait variability in younger and older adult women is altered by overground walking protocol. *Age Ageing*, v. 38, p. 745-748, 2009.

REES, S. S; MURPHY, A. J; WATSFORD, M. L. Effects of vibration exercise on muscle performance and mobility in an older population. *Journal of Aging and Physical Activity*, v. 15, p. 367-381, 2007.

SCHULZ, B. W; LLOYD, J. D; WILLIAM E. The effects of everyday concurrent task on overground minimum toe clearance and gait parameters. *Gait & Posture*, v. 32, n. 1, 18-22, 2010.

SHOBHA, S; RAO, M.D. Prevention of falls in older patients. *American Family Physician*. v. 72, p. 81-88, 2005.

STOLZE, H; KLEBE, S; BAECKER, C. Prevalence of gait disorders in hospitalized neurological patients. *Mov Disord*. v. 20, p. 89-94, 2005.

SUGIMOTO, D; BLANPIED, P. Flexible foil exercise and shoulder internal and external rotation strength. *Journal of Athletic Training*, v. 41, n. 3, p. 280-285, 2006.

SWAN, L; OTANI, H; LOUBERT, P. V. Reducing postural sway by manipulating the difficult levels of a cognitive task and a balance task. *Gait & Posture*, v. 26, p. 470-474, 2007.

TALBOT, L. A, MUSIOL, R. J, WITHAM, E. K; METTER, E. J. Falls in young, middle-aged and older community dwelling adults: perceived cause, environmental factors and injury. *BCM Public Health*, v. 5, p. 86-90, 2005.

TANG, P. F; WOOLLACOTT, M. H. Inefficient postural responses to unexpected slips during walking in older adults. *Journal of Gerontology*, v. 53, p. 471-480, 1998.

TEIXEIRA, C. S; LEMOS, L. F. C; LOPES, L. F. D; ROSSI, A. G; MATA, C. B; Equilíbrio corporal e exercício físico: uma investigação com mulheres idosas praticantes de diferentes modalidades. *Acta Fisiatr*; v. 15, n. 3, p. 156-159, 2008.

WOOLF, A. D; PFLEGER, B. Burden of major musculoskeletal conditions. *Bull World Health Organ*, v. 81, n. 9, p. 646-656, 2003.

VAN DIEEN, J. H; PIJNAPPELS, M. Falls in older people. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 18, p. 169-171, 2008.

VERSCHUEREN, S. M. P; ROCLANTS, M; DELECLUSE, C; SWINNEN, S; VANDERSCHUEREN, D; BOONEN, S. Effect of 6-month whole body vibration training on hip density, muscle strength, and postural control in postmenopausal women: a randomized controlled pilot study. *Journal of Bone and Mineral Research*, v. 19, n. 3, p. 352-359, 2004.

VERGHESE, J; LEVALLEY, A; HALL, C.B; KATZ, M.J; AMBROSE, AF; LIPTON, R.B. Epidemiology of gait disorders in community-residing older adults. *J Am Geriatr Soc*. v. 54; p. 255-261, 2006.

ZENEWTON, A. S. G; CONESA, A. G. Factores de riesgo de caídas em ancianos: revisión sistemática. *Revista de Saúde Pública*, v. 42, p. 946-956, 2008.

Os resultados obtidos com a presente tese de doutorado permitiram uma maior compreensão dos fatores relacionados ao aumento do risco de quedas em idosos por meio da identificação dos melhores métodos de análise e variáveis biomecânicas relacionados à ocorrência de quedas. Estes achados podem contribuir para a identificação de alterações na marcha e implementação de programas de prevenção precoce de quedas.

Nós também testamos a eficácia de um protocolo de exercícios de equilíbrio com haste vibratória sobre variáveis cinemáticas e eletromiográficas da marcha de idosos. Nossos resultados mostraram que este instrumento, recentemente implementado no mercado, pode contribuir para o aprimoramento da marcha e conseqüentemente para a prevenção de quedas em idosos.

Durante o doutorado também foi realizado o estágio em pesquisa na *Florida International University*, o qual proporcionou importante experiência científica e cultural que contribuíram sobremaneira para a formação acadêmica e profissional. As atividades realizadas durante o estágio em pesquisa no exterior tiveram estreita relação com o projeto da presente tese, e apresenta relevância social e científica haja vista que objetivou o melhor entendimento da influência de duplas tarefas funcionais durante a marcha e durante a simulação de travessia de rua em indicadores biomecânicos de risco de quedas em idosos.

ANDERS, C; WENZEL, B; SCHOLLE, H. C. Cyclic upper body perturbations caused by a flexive pole: influence of oscillation frequency and direction on trunk muscle co-ordination. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, v. 20, p. 167-175, 2007.

BAIRD, J. L; RICHARD, E. A. Young and older adults use different strategies to perform a standing turning task. *Clinical Biomechanics*, v. 24, p. 826-832, 2009.

BASSEY, E.J. Physical capabilities, exercise and aging. *Reviews in Clinical Gerontology*, v.7, p.289-297, 1997.

BOGAERTS, A; VERSCHUEREN, S; DELECLUSE, C; CLAESSENS, A. L; BOONEN, S. Effects of whole body vibration training on postural control in older individuals: a 1 year randomized controlled trial. *Gait & Posture*, V. 26, p. 309-316, 2007.

BRUIJN, S. M; VAN DIEËN, J. H; MEIJER, O. G; BEEK, P. J. Is slow walk more stable? *Journal of Biomechanics*, v. 42, p. 1506-1512, 2009.

BUCHNER, D. M, LARSON E.B, WAGNER E.H, KOEPEL T.D, DE LATEUR B.J. Evidence for a non-linear relationship between leg strength and gait speed. *Age and Ageing*. V. 25, n. 5, p. 386-391, 1996.

BURNFIELD, J. M; JOSEPHSON, K. R; POWERS, C. M; RUBENSTEIN, L. Z. The influence of lower extremity joint torque on gait characteristics in elderly men. *Archives Physiology Medical Rehabilitation*; v. 81, p. 1153-1157, 2000.

BUTEAU, J. L; ERIKSRUD, O; HASSON, S. M. Rehabilitation of a glenohumeral instability utilizing the body blade. *Physiotherapy Theory and Practice*, v. 23, p. 333-349, 2007.

CARVALHO, J; SOARES, J. M. C. Envelhecimento e força muscular: breve revisão. *Revista Portuguesa de Ciências do Desporto*. v. 4, n. 3, p. 79-93, 2004.

CHAMBERS, A. J; CHAN, R. Slip-related muscle activation patterns in the stance leg during walking. *Gait & Posture*, v. 25, p. 565-572, 2007.

CLARK, M.S.F. The effects of exercise on skeletal muscle in the aged. *J Musculoskel Neuron Interact*, v. 4, n. 2, p. 175-178, 2004.

COLLEDGE, N. Falls. Review in *Clinical Gerontology*, v. 7, p. 309-315, 1997.

CORMIE, P; DEANE, R. S; TRIPLETT, T; MECBRIDE, J. Acute effects of whole body vibration on muscles activity, strength, and power. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 20, p. 257-261, 2006.

CUMMING, R. G; SALKELD, G; THOMAS, M; SZONYI, G. Prospective study of the impact of fear of falling on activities of daily living, SF-36 scores, and nursing home admission. *Journal of Gerontology*, v. 55, p. 299-305, 2000.

DELECLUSE, C; ROELANTS, M; VERSCHUEREN, S. Strength increase after whole-body vibration compared with resistance training. *Med. Sci. Sports Exerc*; v. 35, n. 6, p. 1033-1041, 2003.

FARIA, J. C; MACHALA, C. C; DIAS, R. C; DIAS, J. M. D. 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.

HALLAL, C.Z; MARQUES, N.R; GONÇALVES, M. Avaliação do risco de quedas de idosas ativas submetidas a treinamento de equilíbrio com haste vibratória. *Revista Terapia Manual*. v. 8, 2010.

HALLAL, C.Z; MARQUES, N.R; GONÇALVES, M. Razão eletromiográfica dos músculos estabilizadores do ombro durante a execução de exercícios com haste oscilatória. *Rer Bras Med Esporte*. v. 17, n. 1, p. 31-35, 2011.

HAUSDORFF, J. M; NELSON, M. E; KALITON, D; LAYNE, J. E; BERNSTEIN M. J; NUERNBERGER, A; FIATARONE, M. A. Etiology and modification of gait instability in older adults: a randomized controlled trial of exercise. *Journal of Applied Physiology*, v. 90, p. 2117-2129, 2001.

HIRANO, E. S; FRAGA, G. P; MANTOVANI, M. Trauma no idoso. *Medicina, Ribeirão Preto*, v. 40, n. 8, p. 352-357, 2007.

HOLLMAN, J. H; CHILDS, K. B; MUELLER, A. C; QUILTER, C. M; YODAS, J. W. Number of strides required for reliable measurement of pace, rhythm and variability parameters of gait during normal and dual task walking in older individuals. *Gait & Posture*, v. 32, p. 23-28, 2010.

IBGE. Estudos & Pesquisas – Informações demográfica e socioeconômica. Disponível em : www.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/2010.

IBGE. Estudos & Pesquisas – Informações demográfica e socioeconômica. O fenômeno mundial. Perfil dos idosos responsáveis pelos domicílios no Brasil. Disponível em : [www.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/perfil do idoso 2000](http://www.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/perfil-do-idoso-2000).

JAHN, K; ZWERGAL, A; SCHNIEPP, R. Gait disturbances in old age. *Deutsches Arzteblatt International*. v. 107, n. 17, p. 306-316, 2010.

KERRIGAN, D. C; TODD, M. K; CROCE, U. D, LIPSITZ, L. A; COLLINS, J. J. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments. *Archives of Physiology and Medicine Rehabilitation*; v. 79, p. 317-322, 1998.

LISTER, J. L; ROSSI, G. D; STOUTENBERG, M; ADAMS, J. B; TOBKIN, S; SIGNORILE, J. Scapular stabilizer activity during Bodyblade, cuff weights, and Thera-band use. *Journal of Sports and Rehabilitation*, v. 16, p. 50-57, 2007.

LOPES, K. T; COSTA, D. F; SANTOS, L. F; CASTRO, D. P; BASTONE, A. C. 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*, v. 13, n. 3, p. 223-229, 2009.

MENEZES, R. L; BACHION, M. M. Estudo da presença de fatores de risco intrínsecos para quedas em idosos institucionalizados. *Ciência & Saúde Coletiva*, v.13, p. 1209-1218, 2008

MENZ, H. B., LORD, S. R.; FITZPATRICK, R. C. Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. *Gait & Posture*, v.18, p. 35–46, 2003.

MEULEMAN, J. R; BRECHUE, W. F; KUBILIS, P. S, LOWENTHAL, D. T. Exercise training in the debilitates aged: strength and functional outcomes. *Arch. Phys. Rehabil*; v. 81, p. 312-318, 2000.

MORESIDE, I. M; GARCIA, F. V; MACGLIL, S. M. Trunk muscle activation patterns, lumbar compressive forces, and spine stability when using the Bodyblade. *Physical Therapy*, v. 87, p. 153-164, 2007.

PIJNAPPELS, M; BOBERT, M. F; VAN DIEEN, J. H. Changes in walking pattern caused by the possibility of a tripping reaction. *Gait & Posture*, v. 14, p. 11-18, 2001.

PIJNAPPELS, M; BURG, J. C. E; REEVES, N. D; DIEEN, J. H. Identification of elderly fallers by muscle strength measures. *European Journal of Applied Physiology*; v. 102, p. 585-592, 2008a.

PIJNAPPELS, M; REEVES, N. D; MAGANARIS, C. N; VAN DIEEN, J. H. Tripping without falling; lower limb strength, a limitation for balance recovery and a target for training in the elderly. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 18, p. 188-196, 2008b.

POLCYN, A. F; LIPSITZ, L. A; KERRIGAN, D. C; COLLINS, J. J. Age-related changes in the initiation of gait: degradation of central mechanisms for momentum generation. *Archives of Physiology Medica Rehabilitation*, v. 79, p. 1582-1589, 1998.

REES, S. S; MURPHY, A. J; WATSFORD, M. L. Effects of vibration exercise on muscle performance and mobility in an older population. *Journal of Aging and Physical Activity*, v. 15, p. 367-381, 2007.

RIBEIRO, A. S. B; PEREIRA, J. S. Melhora do equilíbrio e redução da possibilidade de queda em idosas após os exercícios de Cawthorne e Cooksey. *Revista Brasileira de Otorrinolaringologia*; v. 71, n. 1, p. 38-46, 2005.

ROELANTS, M; VERSCHUEREN, S. M. P; DELECLUSE, C; LEVIN, O; STIJNEN V. Whole-body-vibration induced increased in leg muscle activity during different squat exercises. *Journal of Strength and Conditioning Research*, v. 20, n. 1, p. 124-129, 2006.

SHOBHA, S; RAO, M.D. Prevention of falls in older patients. *American Family Physician*. v. 72, p. 81-88, 2005.

SILVA, T. A. A; JUNIOR, A. F; PINHEIRO, M. M; SZEJNFLD, V. L. Sarcopenia associada ao envelhecimento: aspectos etiológicos e opções terapêuticas. *Revista Brasileira de Reumatologia*, v. 46, p. 391-397, 2006.

STOLZE, H; KLEBE, S; BAECKER, C. Prevalence of gait disorders in hospitalized neurological patients. *Mov Disord*. v. 20, p. 89-94, 2005.

STOLZE, H; KLEBE, S; ZEHLIN, C; BAECKER, C; FRIEGE, L; DEUSCH, G. Falls in frequent neurological diseases – prevalence, risk factors and etiology. *J Neurol.* v. 251, p. 79-84, 2004.

SUGIMOTO, D; BLANPIED, P. Flexible foil exercise and shoulder internal and external rotation strength. *Journal of Athletic Training*, v. 41, p. 280-285, 2006.

TALBOT, L. A, MUSIOL, R. J, WITHAM, E. K; METTER, E. J. Falls in young, middle-aged and older community dwelling adults: perceived cause, environmental factors and injury. *BCM Public Health*, v. 5, p. 86-90, 2005.

TEIXEIRA, C. S; LEMOS, L. F. C; LOPES, L. F. D; ROSSI, A. G; MATA, C. B; Equilíbrio corporal e exercício físico: uma investigação com mulheres idosas praticantes de diferentes modalidades. *Acta Fisiatr*; v. 15, n. 3, p. 156-159, 2008.

THELEN, D. G; MURIUKI, M; JAMES, J; SCHULTZ ,A. B; ASHTON-MILLER, J. A; ALEXANDER, N. B. Muscle activities used by young and old adults when stepping to regain balance during a forward fall. *Journal Electromyography and Kinesiology*, v. 10, p. 93-101, 2000.

TORVINEN, S; KANNUS, P; SIEVANEN, H; JARVINEN, T. A. H; PASANEN, M; KONTULAINEM, S. Effect of four-month vertical whole body vibration on performance and balance. *Med. Sci. Sports. Exerc*; v. 39, n. 2, p. 1532-1528, 2002.

TORVINEN, S; KANNUS, P; SIEVANEN, H; JARVINEN, T. A. H; PASANEN, M; KONTULAINEM, S. Effect of four-month vertical whole body vibration on performance and balance. *Med. Sci. Sports. Exerc*; v. 39, n. 2, p. 1532-1528, 2002.

VAN DIEEN, J. H; PIJNAPPELS, M. Falls in older people. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 18, p. 169-171, 2008.

VERSCHUEREN, S. M. P; ROCLANTS, M; DELECLUSE, C; SWINNEN, S; VANDERSCHUEREN, D; BOONEN, S. Effect of 6-month whole body vibration training on hip density, muscle strength, and postural control in postmenopausal women: a randomized controlled pilot study. *Journal of Bone and Mineral Research*, v. 19, n. 3, p. 352-359, 2004.

VERGHESE, J; LEVALLEY, A; HALL, C.B; KATZ, M.J; AMBROSE, AF; LIPTON, R.B. Epidemiology of gait disorders in community-residing older adults. *J Am Geriatr Soc.* v. 54; p. 255-261, 2006.

WOOLF, A. D; PFLEGER, B. Burden of major musculoskeletal conditions. Bull World Health Organ, v. 81, n. 9, p. 646-656, 2003.

ZENEWTON, A. S. G; CONESA, A. G. Factores de riesgo de caídas em ancianos: revisión sistemática. Revista de Saúde Pública, v. 42, p. 946-956, 2008.