

---

DOUTORADO EM DESENVOLVIMENTO HUMANO E TECNOLOGIAS

---

**Mary Hellen Morcelli Gotardo**

**A articulação do quadril em uma perspectiva preditora da velocidade de marcha em idosas e como foco de intervenção de duas modalidades terapêuticas: Método Pilates e Haste Vibratória**

Mary Hellen Morcelli Gotardo

A articulação do quadril em uma perspectiva preditora da velocidade de marcha em idosas e  
como foco de intervenção de duas modalidades terapêuticas: Método Pilates e Haste  
Vibratória

Tese apresentada ao Instituto de Biociências da  
Universidade Estadual Paulista, Campus de Rio Claro  
como requisito para a obtenção do título de Doutor  
em Desenvolvimento Humano e Tecnologias – Área:  
Tecnologia e Desempenho Humano.

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Tavella Navega

Rio Claro  
2015

301.435 Morcelli, Mary Hellen Gotardo  
M833a A articulação do quadril em uma perspectiva preditora da  
velocidade de marcha em idosas e como foco de intervenção  
de duas modalidades terapêuticas: método pilates e haste  
vibratória / Mary Hellen Gotardo Morcelli. - Rio Claro, 2015  
98 f. : il., figs., gráfs., tabs.

Tese (doutorado) - Universidade Estadual Paulista,  
Instituto de Biociências de Rio Claro  
Orientador: Marcelo Tavella Navega

1. Envelhecimento. 2. Idosos. 3. Força muscular. I.  
Título.

## AGRADECIMENTOS

---

À *Deus* por me mostrar que quando você avista o rastro somente de uma pessoa nas areias de uma praia, não significa que ELE o abandonou, mas sim que ELE está o carregando em seus braços. Obrigada por segurar minha mão, me levantar em todas as quedas, me aplaudir em todas as conquistas e me mostrar que basta apenas ter fé.

Ao meu marido e grande amigo, André. Obrigada por me apoiar nos momentos mais difíceis de toda essa trajetória, desde a minha decisão de ir para fora do país com apenas alguns meses de casados até o dia em que olhei nos seus olhos e disse que não aguentaria chegar até o final dessa longa caminhada, e você com todo amor me disse que não me deixaria desistir. Obrigada simplesmente por estar, ser e viver ao meu lado. Apoiar em momentos difíceis exige amor, companheirismo, paciência e dedicação. Quando preciso escrever algo para você as palavras sempre fogem porque o que você representa pra mim realmente não tem como expressar em palavras. Obrigada meu grande amigo, meu grande, eterno e único amor. Eu amo você.

Aos meus pais, Ivanete e Antenor por acreditarem que seria difícil, mas que eu conseguiria vencer todos os desafios que vocês me impuseram quando eu ainda era apenas uma criança. Isso, com certeza, foi a base para todos os desafios que eu enfrentaria no jogo da vida. Obrigada por estarem sempre comigo tanto fisicamente como espiritualmente. Quando embarquei para o doutorado sanduíche, a dor que sentir no aeroporto quando me despedi de vocês não foi nada comparada a felicidade de encontrá-los de braços e sorrisos abertos me esperando no meu retorno e me mostrando mais uma vez que eu havia conseguido. Obrigada por confiarem em mim, por apostarem no meu potencial e por serem tão especiais e importantes na minha vida. Amo muito vocês.

Aos meus irmãos Júnior, André e Gustavo por simplesmente acreditarem que eu seria capaz, por me confortarem apenas com um abraço, por me mostrarem que não é preciso estar ao lado fisicamente para estar presente. Obrigada por todos beijos, abraços, palavras de te amo e por vibrarem comigo a cada conquista e por me levantarem após cada derrota. Vocês são únicos. Amo vocês.

A todos os meus familiares, primos(as), tios(as), sogro, sogra e vó por me incentivarem a buscar meus sonhos e por torcerem para que eu conseguisse alcançá-los.

Ao meu orientador e amigo Prof. Dr. Marcelo Tavella Navega por me transmitir conhecimentos e valores como respeito e ética. Obrigada por me orientar não apenas na vida acadêmica, mas por compartilhar ensinamentos de vida e por ser responsável por grande parte da minha formação profissional. Obrigada por entender e compartilhar a minha ansiedade e saber que mesmo me pedindo calma, eu não terei como atender esse seu pedido. Espero um dia conseguir transmitir aos meus alunos pelo menos parte do que você me ensinou, grandes legados da vida que não se deixam para trás nunca mais. Obrigada por ser meu amigo.

Ao meu supervisor de doutorado Sanduiche Prof. Dr. Dain P. LaRoche, por me receber de braços abertos em seu país, em sua universidade e muitas vezes em sua própria casa. Obrigada por mostrar que 6 meses podem valer por 6 anos. Obrigada por me dar a oportunidade de conhecer e dividir momentos com um grande pesquisador como você.

Aos professores Dr Fábio Viadanna Serrão, Dr<sup>a</sup> Karina Gramani Say, Dr<sup>a</sup> Cristiane Rodrigues Pedroni e Dr Marcos Eduardo Scheicher, pela disponibilidade em participar da banca e pelas contribuições na elaboração final deste trabalho, em especial Prof. Dr Fábio e Prof. Dr Marcos, que também se disponibilizaram e participaram da etapa de qualificação deste trabalho, apresentando contribuições importantes. Ao Prof. Dr Mauro Gonçalves por disponibilizar o laboratório de biomecânica e permitir com que o trabalho fosse concluído.

Aos meus colegas de formação, que dividiram os momentos únicos dessa etapa (Camila, Leandro, Elaine, Fernando, Natália, Hugo, Luciana, Mariana Leite, Mariangela, Mariana Simões, Rafael e Thais). Vocês são indescritíveis. Estaremos juntos sempre.

A todos os meus amigos de longa data que estiveram em pensamentos sempre positivos me transmitindo energias boas para que eu tivesse força e coragem para chegar até o fim, em especial a Gabriela Tangerino, que mostrou que amigos realmente são a família que Deus nos permitiu escolher.

Aos meus amigos científicos e pessoais que tiveram contribuições em cada etapa deste trabalho, sem vocês seria impossível (Deborah, Denise, Aline, Fer, Alex, Luciano, Antônio, Renata, Nise, Camilla).

Ao Dr Gustavo Sakabe e ao meu terapeuta Fábio por me proporcionarem condições para concluir a tese e por me mostrarem que a capacidade está dentro daquele que supera grandes desafios. Essa conquista também é de vocês.

A CAPES pelo suporte financeiro para o desenvolvimento e conclusão desse trabalho, bem como pela oportunidade em realizar o doutorado sanduíche.

## EPÍGRAFE

---

**"...E depois de algum tempo você aprende que realmente pode suportar, que realmente é forte, e que pode ir muito mais longe depois de pensar que não se pode mais. Nossas dúvidas são traidoras e nos fazem perder o bem que poderíamos conquistar, se não fosse o medo de tentar."**

**(William Shakespeare)**

## RESUMO

---

**Introdução:** A redução na força dos músculos que envolvem a articulação do quadril, joelho e tornozelo tem sido associada a baixa velocidade de marcha. Desta forma, a força muscular é considerada um componente musculoesquelético crucial para independência funcional em idosos. Assim, a determinação de qual articulação do membro inferior é a melhor preditora da velocidade de marcha em idosos é clinicamente relevante. Tendo determinado a articulação preditora da velocidade de marcha, faz-se necessário verificar se protocolos de treinamento de força muscular são eficazes no aprimoramento das capacidades neuromusculares dessa articulação, como por exemplo, treinamento com método Pilates e haste vibratória. **Objetivo:** Assim, este trabalho objetivou determinar qual grupo muscular do membro inferior é o melhor preditor da velocidade de marcha em idosos, estabelecer limiares de força muscular para velocidades funcionais da marcha e investigar se o treinamento com método Pilates e com haste vibratória são capazes de aumentar o torque e potência muscular, a taxa de desenvolvimento de força (TDF) e a ativação muscular da articulação do membro inferior que melhor determina a velocidade de marcha, bem como avaliar a influência de ambos treinamentos na cinemática da marcha de idosos. **Métodos:** Idosas entre 60-85 anos participaram do presente estudo, sendo que no primeiro momento foi realizada a avaliação da força muscular das três articulações do membro inferior (quadril, joelho e tornozelo) no plano sagital, utilizando um dinamômetro isocinético sincronizado a eletromiografia dos membros inferiores. Além disso, também foi analisada a cinemática da marcha em esteira ergométrica através de um sistema de sete câmeras. Após a avaliação inicial, as idosas foram divididas em dois grupos e cada grupo foi submetido a um treinamento específico durante 8 semanas. Os treinamentos realizados foram: Método Pilates (n=19) e Haste Vibratória (n=18). Após as 8 semanas de intervenção as idosas foram reavaliadas. O efeito dos treinamentos foram observados em relação as seguintes variáveis biomecânica: TDF, torque e potência muscular dos flexores e extensores de quadril, ativação dos músculos reto femoral, bíceps femoral, glúteo máximo, oblíquo interno e multífido. Em relação a análise cinemática, foi observado o deslocamento antero-posterior do tronco, comprimento de passo, ângulo do quadril no momento do toque do calcâneo e do desprendimento do hálux. **Resultados:** O torque extensor do quadril e a TDF dos extensores de joelho foram classificados como sendo os melhores preditores da velocidade de marcha em idosas de acordo com a análise da função discriminante ( $p=0,002$  e  $p=0,001$ , respectivamente), da curva ROC (área ROC= 0,825 e área ROC= 0,938, respectivamente), da sensibilidade (86,7% e 100%, respectivamente), e



especificidade (81,3% e 81,3%, respectivamente). Os limiares de torque extensor de quadril e da TDF para os extensores de joelho foram  $1,26 \text{ Nmkg}^{-1}$  e  $2,36 \text{ Nms}^{-1}\text{kg}^{-1}$ . Além disso, tanto o método Pilates como o treinamento com haste vibratória são eficazes no aumento do torque extensor de quadril ( $p=0,006$ ) e da potência dos flexores e extensores de quadril ( $p=0,036$ ), bem como resultam em redução do deslocamento antero-posterior do tronco durante a marcha de idosas ( $p=0,037$ ). Em relação a ativação muscular só foram observados efeitos de ambos os treinamentos na redução da porcentagem de ativação do músculo glúteo máximo no período pós treino durante o movimento de extensão do quadril de idosas ( $p=0,046$ ). **Conclusão:** A força muscular dos extensores de quadril é uma medida clínica e preditora da velocidade de marcha em idosas. Além disso, tanto o treinamento com método Pilates como o treinamento com método haste vibratória possuem efeitos neuromusculares importantes na articulação do quadril de mulheres idosas que podem influenciar a mobilidade e reduzir o número de quedas.

**Palavras-chave:** idoso. força muscular. quadril. Pilates. haste vibratória

## ABSTRACT

---

**Introduction:** Lower muscle strength of hip, knee and ankle has been related to slow gait speed. Thus, the muscle strength is considered a critical musculoskeletal component for functional independence in elderly and to determine which joint of lower limb is the best predictor of gait speed in the elderly is clinically relevant. Moreover, it is important to study if specific muscular strength protocols, such as Pilates and vibratory pole, are effective in the improvement of neuromuscular capabilities of better joint to predict gait speed. **Objective:** Determine which joint of the lower limb is the best predictor of gait speed in elderly, to determine thresholds of strength for normal gait speed and investigate whether the Pilates and vibratory pole training improve the torque and power muscle, rate of torque development and neuromuscle activation of better joint to predict gait speed in the elderly, besides evaluating the influence of both training on the kinematics of the gait in older women. **Methods:** Aged 60-85 years participated in this study. It was initially performed the assessment of muscle strength the three joints of the lower limb (hip, knee and ankle) in the sagittal plane in a isokinetic dynamometer synchronized with electromyography of the lower limbs. Moreover, the kinematics gait parameters on treadmill were determined using a seven-camera system. After the initial assessment, older women were divided into two groups, and each group has undergone specific training for 8 weeks. The training were: Pilates (n=19) and vibratory pole (n=18). After the 8-week of training the older women were reassessed. The effect of training was observed for the following biomechanical variables: rate of torque development, torque and muscle power of the hip flexion and hip extension, activation of the rectus femoris, biceps femoris, gluteus maximus, internal oblique and multifidus. With respect to kinematic analysis it was observed the anteroposterior displacement of the trunk, stride length, hip angle at heel contact and at toe-off. **Results:** The torque of hip extension and rate of torque of knee extension were classified as good predictors of gait speed in the older women according to discriminant function analysis ( $p=0.002$  and  $p=0.001$ , respectively), to ROC curve (ROC area= 0.825 and ROC area= 0.938, respectively), to sensibility (86,7% and 100%, respectively) and to specificity (81,3% and 81,3%, respectively). The threshold for the torque of hip extension was and for rate of torque development of knee extension was  $1,26 \text{ Nmkg}^{-1}$  e  $2,36 \text{ Nms}^{-1}\text{kg}^{-1}$ . Furthermore, both Pilates and vibratory pole were effective in increasing of torque of hip extension ( $p = 0.006$ ) and power of hip flexion and hip extension ( $p = 0.036$ ) and resulted in reduction of anterior-posterior displacement of trunk during the gait ( $p = 0.037$ ). Moreover the percentage of activation of the gluteus maximus muscle were in the post

training period of Pilates and vibratory pole during hip extension movement ( $p = 0.046$ ).

**Conclusion:** Muscle strength of hip extension is a clinical measure and predictor of gait speed in older women. In addition, both training, Pilates and vibratory pole had improvements in neuromuscular capacities of hip joint which may results important effects on better mobility and reduce the number of falls.

**Key-word:** elderly. muscle strength . hip. Pilates. vibratory pole

## SUMÁRIO

---

<b>PRÓLOGO</b> .....	14
<b>1. ESTUDO 1</b> .....	15
1.1 Resumo.....	16
1.2 Introdução.....	17
1.3 Métodos.....	20
1.3.1 Sujeitos.....	20
1.3.2 Avaliação da velocidade de marcha.....	20
1.3.3 Avaliação da força muscular.....	21
1.3.3.1 Posição durante a avaliação da força muscular do quadril.....	22
1.3.3.2 Posição durante a avaliação muscular do joelho.....	22
1.3.3.3 Posição durante a avaliação muscular do tornozelo.....	22
1.3.4 Análise de dados.....	22
1.3.5 Análise estatística.....	23
1.4. Resultados.....	24
1.4.1 Torque.....	24
1.4.2 TDF.....	26
1.4.3 Análise discriminante.....	27
1.5 Discussão.....	31
1.6 Conclusão.....	35
Conflito de interesse.....	35
Agradecimentos.....	35
1.7 Referências.....	36
<b>2. ESTUDO 2</b> .....	40

2.1	Resumo.....	41
2.2	Introdução.....	42
2.3	Métodos.....	44
2.3.1	Sujeitos.....	44
2.3.2	Procedimentos de avaliação e treinamento.....	45
2.3.2.1	Avaliação dinamométrica.....	46
2.3.2.2	Eletromiografia.....	47
2.3.2.3	Marcha.....	48
2.3.2.4	Treinamentos.....	48
2.3.3	Análise de dados.....	49
2.3.4	Análise estatística.....	51
2.4	Resultados.....	52
2.5	Discussão.....	56
2.6	Conclusão.....	60
	Conflito de interesse.....	60
	Agradecimentos.....	60
2.7	Referências.....	61
<b>3.</b>	<b>ESTUDO 3.....</b>	<b>67</b>
3.1	Resumo.....	68
3.2	Introdução.....	69
3.3	Métodos.....	72
3.3.1	Sujeitos.....	72
3.3.2	Procedimentos de avaliação e treinamento.....	73

3.3.2.1 Avaliação dinamométrica.....	74
3.3.2.2 Eletromiografia.....	75
3.3.2.3 Treinamentos.....	75
3.3.4 Análise de dados.....	76
3.3.4 Análise estatística.....	77
3.4 Resultados.....	78
3.5 Discussão.....	81
3.6 Conclusão.....	85
Conflito de interesse.....	85
Agradecimentos.....	85
3.7 Referências.....	86
<b>APÊNCIE A</b> .....	91
<b>APÊNDICE B</b> .....	95
<b>ANEXO A</b> .....	98

## PRÓLOGO

---

A presente tese foi desenvolvida em duas partes. Desta forma, a primeira parte compreende um estudo analítico observacional transversal. A análise de dados e elaboração do artigo referente a esse estudo foram desenvolvidos durante o período de doutorado sanduíche realizado na University of New Hampshire (Durham, EUA), no Robert Kertzer Exercise Physiology Laboratory e Laboratory of Biomechanics sob supervisão do Prof. Dr. Dain Patrick LaRoche de março/2013 à agosto/2013. Os resultados do presente estudo correspondem ao primeiro artigo apresentado no documento e serviram de embasamento para o desenvolvimento da segunda parte desta tese.

A segunda parte compreende a elaboração de um ensaio clínico randomizado, no qual foi observada a influência de dois métodos de treinamento (Método Pilates e treinamento com haste vibratória) na capacidade neuromuscular do quadril de idosas. Este ensaio clínico foi conduzido na Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho" no campus de Rio Claro, no laboratório de Biomecânica, coordenado pelo Professor Dr. Mauro Gonçalves, sob orientação do Prof. Dr. Marcelo Tavella Navega. Os resultados desse ensaio clínico foram descritos na forma de dois artigos que correspondem ao segundo e terceiro artigos apresentados no documento.

## 1. ESTUDO 1:

---

### **DESEMPENHO MUSCULAR DOS MEMBROS INFERIORES COMO PREDITORES DA VELOCIDADE FUNCIONAL DE MARCHA EM MULHERES IDOSAS**

Mary Hellen Morcelli<sup>a</sup>, Dain Patrick LaRoche<sup>b</sup>, Luciano Fernandes Crozara<sup>a</sup>, Nise Ribeiro Marques<sup>c</sup>, Camilla Zamfolini Hallal<sup>d</sup>, Mauro Gonçalves<sup>a</sup>, Marcelo Tavella Navega<sup>c</sup>

<sup>a</sup> Departamento de Educação Física, Universidade Estadual Paulista, São Paulo, Brasil

<sup>b</sup> Department of Kinesiology, University of New Hampshire, USA

<sup>c</sup> Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Estadual Paulista, São Paulo, Brasil

<sup>d</sup> Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil



## 1.1 Resumo

---

*Introdução:* Redução na força muscular do membro inferior tem sido associada a baixa velocidade de marcha, o que torna a força muscular um importante preditor do estado funcional em idosos.

*Objetivo:* O objetivo do estudo foi comparar o torque muscular e a taxa de desenvolvimento de força (TDF) dos flexores e extensores de quadril e joelho, dorsiflexores e flexores plantares entre idosos com velocidade funcional da marcha e idosos com baixa velocidade de marcha, determinar qual grupo muscular é o melhor preditor da velocidade funcional da marcha e estabelecer limiares de força para velocidades funcionais da marcha.

*Métodos:* Foram avaliadas 31 idosos divididas em dois grupos de acordo com a velocidade de marcha: baixa velocidade ( $< 1,22 \text{ m s}^{-1}$ ) e velocidade funcional ( $\geq 1,22 \text{ m s}^{-1}$ ). Para cada grupo muscular foram realizadas 3 contrações isométricas mantidas por 5 segundos com 30 segundos de intervalo entre elas. Para a realização das contrações isométricas em todos grupos musculares foi utilizado um dinamômetro isocinético, onde foram registrados os dados de pico de torque muscular e a TDF. Para as comparações entre grupos foi utilizado o teste estatístico MANOVA, enquanto que para a determinação do melhor preditor da marcha foi desenvolvida a análise discriminante, análise da curva ROC, especificidade, esfericidade e teste de correlação de Pearson.

*Resultados:* Idosas com baixa velocidade de marcha tiveram menor torque do que idosas com velocidade funcional para os extensores de quadril (28%,  $p=0,001$ ), flexores de joelho (15%,  $p=0,025$ ), extensores de joelho (14%,  $p=0,012$ ) e flexores plantares (16%,  $p=0,019$ ). Idosas com baixa velocidade de marcha tiveram menor TDF para flexores de quadril (29%,  $p=0,046$ ), extensores de quadril (37%,  $p=0,002$ ), flexores de joelho (34%,  $p=0,014$ ), extensores de joelho (33%,  $p=0,001$ ) e flexores plantares (19%,  $p=0,009$ ). A TDF pico dos extensores de joelho e o torque dos extensores de quadril foram os melhores preditores da velocidade funcional de marcha com limiares de  $2,96 \text{ Nms}^{-1}\text{kg}^{-1}$  ( $p=0,001$ ) e  $1,26 \text{ Nmkg}^{-1}$  ( $p=0,006$ ) respectivamente.

*Conclusão:* Torque e TDF são consideravelmente menores em idosas com baixa velocidade de marcha. Além disso, a TDF dos extensores de joelho e o torque dos extensores de quadril são os melhores preditores da velocidade funcional da marcha.

**palavras-chave:** quadril, joelho, tornozelo, força, idade, mobilidade

## 1.2 Introdução

---

Mobilidade é uma condição funcional importante porque permite autonomia, independência, viver em comunidade, além de ser um indicador de saúde em idosos (TIKKANEN et al., 2012; MANINI e CLARK, 2102). Mobilidade funcional normal requer um bom desempenho da marcha, uma vez que ela é essencial em muitas atividades de vida diária (GURALNIK et al., 2000). Desta forma, a velocidade de marcha pode ser utilizada na avaliação o estado de saúde e da vitalidade de idosos, bem como indicativo de comprometimentos na mobilidade, dependência, aumento no risco de quedas e mortalidade (GURALNIK et al., 1994; GURALNIK et al., 2000; PENNINXET al., 2000; TIKKANEN et al., 2012). Um critério de velocidade de marcha comum para identificar limitações na mobilidade é a habilidade de caminhar na velocidade de  $1,22 \text{ m s}^{-1}$ , que é a velocidade necessária para atravessar a rua no cruzamento de um semáforo (RANTANEN, et al., 1998; MANINI et al., 2007). Outros estudos tem identificado valores similares, com média de velocidade usual de marcha de  $1,20 - 1,26 \text{ m s}^{-1}$  para idosos entre 65 – 84 anos (BOHANNON e WILLIAMS, 2011; ALCOCK, VANICEK e O'BRIEN, 2013).

A marcha pode ser influenciada por muitos fatores incluindo propriocepção (NARDONE et al., 2007), função vestibular (MURRAY et al., 2005), ativação neuromuscular (MARQUES et al., 2013), e força muscular. Redução na força muscular dos membros inferiores tem sido associada a baixa velocidade de marcha e maior probabilidade de queda, fazendo com que a força muscular seja um importante preditor do estado funcional de idosos (BURNFIELD, JOSEPHSON e POWERS, 2000; MÄNTY et al., 2012; HICKS et al., 2012; LAROCHE, MILLET e KRALIAN, 2011). Alguns estudos tem determinado um limiar de força muscular para realização de algumas atividades de vida diária. Ploutz-Snyder et al. (2002) mostraram que idosos com torque extensor de joelho menor que  $1,5 \text{ Nmkg}^{-1}$  apresentam risco considerável de caminhar em velocidades menores que  $1,22 \text{ ms}^{-1}$  e maior dificuldades em levantar da cadeira e subir e descer escadas. Manini et al. (2007) concluíram que o torque extensor de joelho menor que  $1,34 \text{ Nmkg}^{-1}$  em mulheres idosas e menor que  $1,71 \text{ Nmkg}^{-1}$  em homens idosos resulta em alto risco para apresentar velocidade de marcha abaixo de  $1,22 \text{ ms}^{-1}$ . Assim, limiares de força muscular podem ser utilizados para identificar previamente idosos com alto risco para mobilidade reduzida e quedas (HICKS et al., 2012).

A taxa de desenvolvimento de força (TDF) é outra medida de desempenho muscular que quantifica a aplicação rápida de força e está relacionada a velocidade de movimento. Semelhante a força, a TDF também tem sido relacionada a velocidade de marcha (AAGAARD et al, 2002; LAROCHE et al., 2011) e poderia ser considerada um melhor preditor da função física pois considera o componente temporal da força aplicada. Por exemplo, LaRoche et al. (2011) mostraram uma relação linear entre velocidade de marcha e TDF para os flexores de joelho, extensores de joelho, dorsiflexores e flexores plantares em idosos. Apesar da forte probabilidade da TDF ser uma boa preditora da função muscular dos membros inferiores de idosos, ela tem sido subestimada como um marcador da performance e não há limiares sendo estabelecidos para TDF.

Os músculos do membro inferior exercem uma papel importante na marcha pois são responsáveis por dar suporte ao corpo contra a ação da gravidade, impulsionar o corpo para frente ao mesmo tempo que garantem a estabilidade. A contração coordenada dos músculos do membro inferior é importante para o desenvolvimento da marcha de forma eficiente (BURNFIELD et al., 2000; LAROCHE, COOK e MACKALA, 2012). No entanto, os limiares de força tem sido estudados somente para os extensores de joelho, e permanecem desconhecidos para os outros grupos musculares do membro inferior. Desta forma, não há valores de referência para o treinamento de força e reabilitação de idosos no que diz respeito a flexores e extensores de quadril, flexores de joelho, dorsiflexores e flexores plantares do tornozelo. Especialmente, a relação entre o desempenho dos músculos mais proximais, que envolvem o tronco e quadril, e a habilidade funcional de idosos merece ser investigada com maior afinco (HERNANDEZ, GOLDBERG e ALEXANDER, 2010).

Considerando que a redução da força muscular e da TDF do quadril, joelho e tornozelo podem reduzir a velocidade de marcha e comprometer a mobilidade de idosos, é clinicamente relevante pesquisar qual articulação do membro inferior é a melhor preditora da velocidade funcional de marcha em idosos, e determinar limiares preditivos de velocidades funcionais de marcha. Até o presente momento, não foram encontrados estudos que comparem simultaneamente a força muscular das três articulações primárias do membro inferior e relacione com velocidade de marcha em idosos. Por isso, esse estudo realizou uma comparação transversal do torque e TDF dos flexores e extensores de quadril, flexores e extensores de joelho, dorsiflexores e flexores plantares do tornozelo entre mulheres idosas que

possuem velocidade funcional de marcha ( $\geq 1,22 \text{ ms}^{-1}$ ) e idosas com baixa velocidade de marcha ( $< 1,22 \text{ ms}^{-1}$ ). A segunda proposta do estudo foi identificar limiares preditivos de força muscular para velocidades funcionais de marcha e determinar qual articulação do membro inferior é a melhor preditora dessa velocidade. A hipótese do estudo é que idosas com baixa velocidade de marcha terão menor torque e TDF no quadril, joelho e tornozelo que idosas com velocidade funcional de marcha. A outra hipótese é que grupos musculares proximais, que envolvem a articulação do quadril, serão melhores preditores da velocidade de marcha que músculo distais envolvendo a articulação do joelho e tornozelo.

## 1.3 Métodos

---

### 1.3.1 Sujeitos

Dados de 31 mulheres idosas foram considerados para o presente estudo de acordo com cálculo amostral previamente realizado (power = 0.95; effect size= 1.30;  $\alpha$  error = 0.05) baseado no torque extensor de quadril, o qual tem apresentado ser menor em idosas com histórico de quedas (MORCELLI et al., 2014). Os sujeitos foram excluídos do estudo se apresentassem dor, fratura, ou lesões sérias em tecidos moles nos seis meses pregressos ao estudo, ou se apresentassem histórico de doenças neurológicas, cardiovasculares ou respiratória, neuropatias, alterações cognitivas ou mentais (definido como o valor do Mini Exame do Estado < 20), ou prejuízos no equilíbrio (definido com a pontuação na escala de BERG < 36) (MARQUES et al, 2013). As idosas foram divididas em dois grupos de acordo com a velocidade de marcha em solo obtida a partir da marcha sobre uma pista de 10 metros caminhando em velocidade usual como descrito abaixo. Baseado em estudo prévio (MANINI et al., 2007) idosas que caminham com velocidade abaixo de  $1,22 \text{ ms}^{-1}$  foram classificadas como baixa velocidade (baixa velocidade; n= 15) e idosas que caminham na velocidade de  $1,22 \text{ ms}^{-1}$  ou mais rápido foram classificadas como velocidade funcional (velocidade funciona; n=16). Os sujeitos eram moderadamente ativos e realizavam o mínimo de duas horas semanais de atividades recreacionais. A pesquisa foi aprovada pelo comitê de ética da universidade (protocolo n° 057/2012) e todos sujeitos assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

Os sujeitos realizaram um teste de dominância dos membros inferiores, e foram avaliados em relação a velocidade de marcha e força muscular. O teste de dominância foi baseado na execução de três atividades que incluíam chutar uma bola, subir um degrau e a resposta frente a deslocamento anterior (SADEGHI et al, 2000). Todos sujeitos eram destros.

### 1.3.2 Avaliação da velocidade de marcha

A velocidade habitual de marcha em solo foi determinada utilizando-se um sistema de fotocélulas (Speed Test 6.0, Cefisa<sup>®</sup>, São Paulo, Brasil) localizado na marca 5 e 15 m ao

longo do curso da pista de 20 m. As idosas foram instruídas a caminhar 20 m na velocidade que elas normalmente realizam suas atividades diárias. A velocidade foi obtida dividindo a distância percorrida (10 m) pelo tempo (segundos) para percorrer essa distância (MARQUES et al, 2013). A velocidade da marcha foi calculada através da média da velocidade de três tentativas. Essa velocidade foi utilizada para classificar as idosas em baixa velocidade ( $<1,22 \text{ ms}^{-1}$ ) ou velocidade funcional ( $\geq 1,22 \text{ ms}^{-1}$ ).

### 1.3.3 Avaliação da força muscular

Previamente a avaliação da força muscular, as voluntárias realizaram cinco minutos de aquecimento em esteira ergométrica (Millennium Super ATL, INBRAMED®, Gravataí, Brasil) na velocidade de preferência (MORCELLI et al., 2014; MARQUES et al., 2013). A familiarização com o dinamômetro isocinético foi realizada após o aquecimento e no mesmo dia da avaliação de força muscular, com intervalo de 30 minutos entre a familiarização e o teste de força. O protocolo de familiarização consistia do mesmo protocolo de coleta de dados de força, porém as contrações eram submáximas (MORCELLI et al., 2014).

A força muscular e a TDF do quadril, joelho e tornozelo foram avaliadas em um dinamômetro isocinético de forma aleatorizada (System 4 PRO, Biodex®, New York, USA). Os dados foram registrados usando o myoRESEARCH XP software (Noraxon®, Phoenix, USA) com frequência de amostragem de 2000 Hz. Os voluntários realizaram 3 contrações isométricas voluntárias máximas, que foram mantidas por cinco segundos, com intervalo de 30 segundos entre elas (CROZARA et al., 2013). Durante cada contração os sujeitos foram instruídos a empurrar o mais forte e rápido possível o braço do dinamômetro quando o dispositivo de luz que emite um sinal elétrico para o software de coleta de dados fosse ligado e relaxar quando o dispositivo fosse desligado. A avaliação foi realizada para os flexores e extensores de quadril, flexores e extensores de joelho, dorsiflexores e flexores plantares do tornozelo com intervalo de 20 minutos entre cada articulação.

### 1.3.3.1 Posição durante a avaliação da força muscular do quadril

A avaliação da força muscular do quadril foi realizada em decúbito supino com o eixo mecânico do dinamômetro alinhado com o eixo da articulação do quadril (alinhado com o trocânter maior). O braço de resistência foi posicionado 5 cm acima da borda superior da patela. O tronco e membro contra-lateral foram fixados na posição por cintos (MARQUES et al, 2013). A articulação do quadril foi posicionada a 60° de flexão para ambos movimentos (flexão e extensão de quadril) (PAVOL et al, 2002).

### 1.3.3.2 Posição durante a avaliação muscular do joelho

Durante a avaliação muscular do joelho os voluntários foram sentados com o quadril flexionado a 90° e o joelho flexionado a 30° (considerando 0° para extensão total). O eixo mecânico do dinamômetro foi posicionado em linha com o eixo articular do joelho (atravessando dos epicôndilos femorais) e o braço do dinamômetro foi posicionado na tíbia (proximal a borda superior do maléolo medial). O tronco e pelve foram fixados na posição por cintos (CROZARA et al, 2013).

### 1.3.3.3 Posição durante a avaliação muscular do tornozelo

A avaliação muscular do tornozelo foi realizada com os voluntários sentados e o quadril posicionado a 70° de flexão e joelho flexionado a 45°. O tornozelo foi mantido na postura neutra. O eixo mecânico do dinamômetro foi alinhado com o eixo de rotação do tornozelo (projeção de uma linha passando obliquamente a parte distal da tíbia e fibula). O pé foi fixado com cintos a placa de suporte do pé. O tronco e membro inferior proximal foram fixados por cintos (CROZARA et al, 2013).

### 1.3.4 Análise de dados

Os dados foram analisados em rotinas específicas desenvolvidas em ambiente MATLAB. O sinal de torque foi suavizado utilizando um filtro digital Butterworth de 4ª

ordem com frequência de corte de 3 Hz. A análise residual foi utilizada para determinar a frequência de corte dos filtros (WINTER, 1990). O valor máximo obtido durante as três contrações foi considerado o pico de torque. A TDF foi calculada nos 50, 100, 150 e 200 ms do *onset* do torque semelhante ao método de Aagaard et al (2002). O *onset* do torque foi determinado com o ponto no qual o valor era igual ou maior a 5% do pico de torque (CROZARA et al, 2013). A TDF foi calculada usando a seguinte fórmula (LAROCHE et al, 2010):

$$\text{TDF}_{(1,100)} = \frac{(\text{Torque}_{n=100} - \text{Torque}_{n=1})}{(100 \text{ amostras} / 2000 \text{ Hz})}$$

O pico de torque e a TDF foram normalizados pela massa muscular.

### 1.3.5 Análise estatística

A análise estatística foi realizada utilizando o PASW 18.0 (SPSS Inc., Chicago, USA). Os dados são apresentados como média e desvio-padrão. A análise de variância multivariada (MANOVA) foi utilizada para comparar as características dos sujeitos e análise de covariância multivariada (MANCOVA) foi utilizada duas vezes, sendo uma para comparar o torque e outra para comparar os dados de TDF entre os grupos com diferentes velocidades de marcha. O teste MANOVA revelou diferenças significantes entre os dois grupos para a variável idade, sendo assim a idade foi usada como uma covariável nas comparações estatísticas de torque e TDF entre os grupos. A correlação de Pearson foi utilizada para examinar a relação entre torque e velocidade de marcha e entre TDF e velocidade de marcha. A análise da função discriminante foi usada para identificar o melhor parâmetro de força muscular do membro inferior para prever a velocidade de marcha, para estabelecer um limiar crítico para o torque e TDF em cada articulação, e para testar a sensibilidade e especificidade desses testes de força muscular em identificar idosos com risco de baixa velocidade de marcha. A curva de característica de operação do receptor (curva ROC) foi construída para examinar a acurácia do teste de força muscular como preditor da velocidade de marcha independentemente do limiar crítico para os valores de torque e TDF.



## 1.4 Resultados

A tabela 1 mostra as características dos dois grupos. O grupo baixa velocidade foi 7 anos mais velho e caminhou  $0,31 \text{ ms}^{-1}$  (22%) mais lento que o grupo velocidade funcional. O grupo baixa velocidade também apresentou maior índice de massa corporal, mas a diferença não atingiu significância estatística ( $p = 0,07$ ).

**Tabela 1.** Características de mulheres idosas. valores são apresentados como média  $\pm$  desvio-padrão.

	<b>Velocidade funcional</b>	<b>Baixa velocidade</b>	<b>Valor P</b>
Idade(anos)	63,56 $\pm$ 3,66	71,06 $\pm$ 7,66	0,001
Massa (kg)	62,43 $\pm$ 11,10	67,5 $\pm$ 13,96	0,27
Estatura (m)	1,54 $\pm$ 0,059	1,51 $\pm$ 0,05	0,26
IMC (Kg/m <sup>2</sup> )	26,17 $\pm$ 4,10	29,09 $\pm$ 4,74	0,07
Velocidade de marcha	1,42 $\pm$ 0,18	1,11 $\pm$ 0,11	<0,001

### 1.4.1 Torque

O pico de torque foi significativamente menor no grupo baixa velocidade que no grupo velocidade funcional durante a extensão de quadril (28%), flexão de joelho (15%), extensão de joelho (14%) e flexão plantar (16%) (para todas as comparações  $p < 0,05$ , Tabela 2).

**Tabela 2.** Pico de torque e de taxa de desenvolvimento de força (TDF) usando o teste MANCOVA. Valores apresentados como média  $\pm$  desvio-padrão.

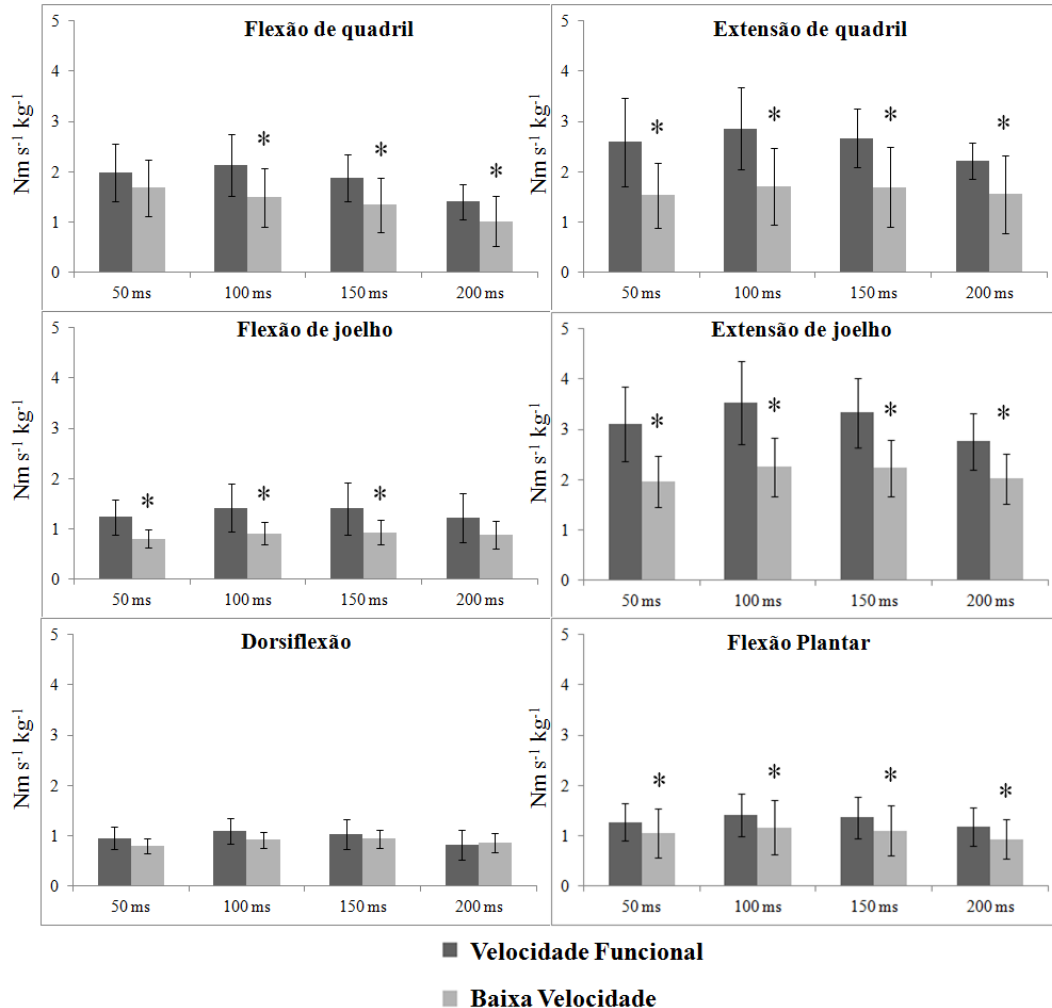
	<b>Velocidade funcional</b>	<b>Baixa velocidade</b>	<b>Valor P</b>
	<b>(n=16)</b>	<b>(n=15)</b>	
<b>TORQUE</b>			
Flexão de quadril (Nmkg <sup>-1</sup> )	0,75 $\pm$ 0,12	0,68 $\pm$ 0,18	0,267
Extensão de quadril (Nmkg <sup>-1</sup> )	1,47 $\pm$ 0,38	1,05 $\pm$ 0,25	0,001
Flexão de joelho (Nmkg <sup>-1</sup> )	0,65 $\pm$ 0,14	0,55 $\pm$ 0,12	0,025
Extensão de joelho (Nmkg <sup>-1</sup> )	1,52 $\pm$ 0,23	1,30 $\pm$ 0,18	0,012
Dorsiflexão (Nmkg <sup>-1</sup> )	0,37 $\pm$ 0,08	0,36 $\pm$ 0,06	0,703
Flexão plantar (Nmkg <sup>-1</sup> )	0,80 $\pm$ 0,19	0,67 $\pm$ 0,25	0,019
<b>TDF</b>			
Flexão de quadril (Nms <sup>-1</sup> kg <sup>-1</sup> )	2,2 $\pm$ 0,59	1,66 $\pm$ 0,57	0,046
Extensão de quadril (Nms <sup>-1</sup> kg <sup>-1</sup> )	2,91 $\pm$ 0,84	1,81 $\pm$ 0,83	0,002
Flexão de joelho (Nms <sup>-1</sup> kg <sup>-1</sup> )	1,49 $\pm$ 0,49	0,97 $\pm$ 0,26	0,014
Extensão de joelho (Nms <sup>-1</sup> kg <sup>-1</sup> )	3,62 $\pm$ 0,8	2,31 $\pm$ 0,48	0,000
Dorsiflexão (Nms <sup>-1</sup> kg <sup>-1</sup> )	1,13 $\pm$ 0,26	1,03 $\pm$ 0,16	0,275
Flexão plantar (Nms <sup>-1</sup> kg <sup>-1</sup> )	1,46 $\pm$ 0,43	1,18 $\pm$ 0,53	0,009

#### 1.4.2 TDF

A TDF foi menor no grupo baixa velocidade que no grupo velocidade funcional para a extensão de quadril, extensão de joelho e flexão plantar nos 50 ms, 100 ms, 150 ms e 200 ms (Figura 1). O grupo baixa velocidade teve, em média, menor TDF que o grupo velocidade funcional para a extensão de quadril (37%), extensão de joelho (33%) e flexão plantar (19%) (para todas comparações  $p < 0,05$ ). Para a flexão de quadril, o grupo baixa velocidade teve TDF menor que o grupo velocidade funcional nos 100 ms (30%), 150 ms (28%) e 200 ms (28%), e para flexão de joelho nos 50 ms (35%), 100 ms (36%) e 150 ms (33%) (para todas comparações  $p < 0,05$ ). Não foram observadas diferenças entre os grupos para a TDF dos dorsiflexores.

O pico de TDF foi menor no grupo baixa velocidade que no grupo velocidade funcional para a flexão de quadril (24%), extensão de quadril (38%), flexão de joelho (35%), extensão de joelho (36%) e flexão plantar (19%) (para todas comparações  $p < 0,05$ , Tabela 2).

**Figura 1.** Taxa de desenvolvimento de força nos 50 ms, 100 ms, 150 ms e 200 ms para flexão de quadril, extensão de quadril, flexão de joelho, extensão de joelho, dorsiflexão e flexão plantar. Os valores são apresentados como média  $\pm$  desvio-padrão. \* diferença estatisticamente significativa entre os grupos ( $p < 0,05$ ).



### 1.4.3 Análise discriminante

A análise discriminante mostrou que a TDF dos extensores de joelho e o torque dos extensores de quadril tiveram a maior sensibilidade e especificidade em identificar idosos com baixa velocidade de marcha ( $< 1,22 \text{ ms}^{-1}$ ). A TDF dos extensores de joelho teve 100% de sensibilidade e 81,3% de especificidade, e o torque extensor de quadril teve 86,7% de sensibilidade e 81,3% de especificidade. A curva ROC confirma esses achados mostrando que a TDF dos extensores de joelho (0,938) e o pico de torque dos extensores de quadril

(0,825) tiveram maior área abaixo da curva, indicando que essas duas medidas tiveram a melhor habilidade para determinar a velocidade de marcha em idosos.

**Tabela 3.** Sensibilidade, especificidade, área da curva ROC, valor P para análise discriminante, e limiar de força muscular para cada articulação.

	Sensibilidade	Especificidade	Area ROC	Valor P	Limiar
<b>TORQUE</b>					
QF	66,7%	75%	0,654	0,144	0,71 Nmkg <sup>-1</sup>
QE	86,7%	81,3%	0,825	0,002	1,26 Nmkg <sup>-1</sup>
JF	80%	75%	0,708	0,048	0,6 Nmkg <sup>-1</sup>
JE	80%	62,5%	0,792	0,006	1,41 Nmkg <sup>-1</sup>
DF	33,3%	62,5%	0,483	0,874	0,37 Nmkg <sup>-1</sup>
FP	66,7%	81,3%	0,663	0,123	0,74 Nmkg <sup>-1</sup>
<b>TDF</b>					
QF	60%	62,5%	0,692	0,016	1,94 Nms <sup>-1</sup> kg <sup>-1</sup>
QE	80%	75%	0,800	0,001	2,36 Nms <sup>-1</sup> kg <sup>-1</sup>
JF	80%	75%	0,829	0,001	1,23 Nms <sup>-1</sup> kg <sup>-1</sup>
JE	100%	81,3%	0,938	0,001	2,96 Nms <sup>-1</sup> kg <sup>-1</sup>
DF	46,7%	68,8%	0,658	0,195	1,08 Nms <sup>-1</sup> kg <sup>-1</sup>
FP	66,7%	68,8%	0,658	0,118	1,32 Nms <sup>-1</sup> kg <sup>-1</sup>

Legenda: QF: Flexão de Quadril; QE: Extensão de Quadril; JF: Flexão de Joelho; JE: Extensão de Joelho; DF: Dorsiflexão; FP: Flexão plantar.

Os limiares do pico de TDF e do pico de torque para predizer velocidade de marcha em idosos são apresentados na tabela 3. O limiar do pico de TDF dos extensores de joelho para discriminar idosos com baixa velocidade e com velocidade funcional de marcha foi 2,96 Nms<sup>-1</sup>kg<sup>-1</sup> e para o torque extensor de quadril foi 1,26 Nmkg<sup>-1</sup>.

Independente do grupo atribuído para a velocidade de marcha, a correlação de Pearson mostrou que o pico de TDF dos extensores e flexores de joelho explicam 66% e 50% da

variância na velocidade de marcha respectivamente, enquanto o torque extensor de quadril explica 42% (Tabela 4). Além disso, boas correlações foram observadas para TDF somente na fase inicial da contração (até 100 ms) para flexão e extensão de joelho (Tabela 4).

**Tabela 4.** Correlação entre pico de torque do membro inferior e velocidade de marcha e entre taxa de desenvolvimento de força nos 50 ms, 100 ms, 150 ms, 200 ms e no pico com velocidade de marcha.

	<b>50 ms</b>	<b>100 ms</b>	<b>150 ms</b>	<b>200 ms</b>	<b>TDF Pico</b>	<b>Torque</b>
<b>QF</b>						
R <sup>2</sup>	0,184	0,269	0,239	0,197	0,297	0,05
Valor P	0,322	0,143	0,195	0,288	0,104	0,757
<b>QE</b>						
R <sup>2</sup>	0,312	0,328	0,322	0,270	0,291	0,425
Valor P	0,087	0,071	0,077	0,143	0,112	0,017
<b>JF</b>						
R <sup>2</sup>	0,575	0,503	0,329	0,218	0,497	0,218
Valor P	0,001	0,004	0,029	0,238	0,04	0,238
<b>JE</b>						
R <sup>2</sup>	0,647	0,631	0,586	0,412	0,658	0,308
Valor P	0,001	0,001	0,001	0,021	0,001	0,091
<b>DF</b>						
R <sup>2</sup>	0,356	0,433	0,376	0,218	0,371	0,106
Valor P	0,049	0,015	0,037	0,238	0,04	0,571
<b>FP</b>						
R <sup>2</sup>	0,081	0,096	0,133	0,195	0,119	0,325
Valor P	0,665	0,608	0,474	0,029	0,524	0,075

Legenda: QF: Flexão de Quadril; QE: Extensão de Quadril; JF: Flexão de Joelho; JE: Extensão de Joelho; DF: Dorsiflexão; FP: Flexão plantar. Pico TDF: Pico da taxa de desenvolvimento de força.

## 1.5 Discussão

---

O presente estudo confirma a relevância clínica do desempenho muscular do quadril e joelho para a mobilidade. Esse estudo traz uma importante contribuição para a literatura fornecendo limiares de torque e TDF associados a habilidade de caminhar em uma velocidade funcional de marcha para a maioria dos grupos musculares do membro inferior. Os resultados demonstraram que o pico de TDF dos extensores de joelho e o torque extensor de quadril são os determinantes mais significantes para velocidade de marcha em idosos. Além disso, mulheres idosas com velocidade funcional de marcha tem maior torque (extensão de quadril, flexão e extensão de joelho, e flexores plantares) e maior TDF (flexão e extensão de quadril, flexão e extensão de joelho, e flexores plantares) que mulheres idosas com baixa velocidade de marcha. Por isso, nossa hipótese que idosas com baixa velocidade terão menor torque e TDF do quadril, joelho e tornozelo que idosas com velocidade de marcha mais rápidas foi suportada. Nossa hipótese que o desempenho do quadril será o melhor preditor da velocidade de marcha em idosas do que músculos mais distais que envolvem a articulação do joelho e tornozelo foi parcialmente suportada.

A primeira proposta deste estudo foi comparar o pico de torque e a TDF entre idosas com baixa velocidade de marcha e idosas com velocidade funcional de marcha. Realizando a média entre músculos dos membros inferiores, idosas com baixa velocidade de marcha tiveram o torque 17% menor e a TDF 30% menor que idosas com velocidade funcional da marcha de  $1.22 \text{ ms}^{-1}$ . A diferença na força muscular entre os grupos atingiu diferença significativa para os extensores de quadril, flexores e extensores de joelho e flexores plantares enquanto para os flexores de quadril e os dorsiflexores não foram observadas diferenças significantes. Para a TDF as diferenças foram significantes para os flexores e extensores de quadril, flexores e extensores de joelho e flexores plantares. Os extensores de quadril e joelho, bem como os flexores plantares tem função direta no suporte e impulsão do corpo durante a marcha com velocidades funcionais (WINTER, 1980). Por isso, os extensores de quadril e joelho são os principais grupos musculares para predizer a velocidade de marcha em idosos.

Os extensores de quadril mostraram a maior diferença entre todas as análises de torque realizadas entre os grupos. Esses músculos tem a função de impulsionar o corpo para cima e para frente durante atividades de vida diária como levantar da cadeira, subir escadas e



caminhar. Por exemplo, durante a fase de apoio da marcha os extensores de quadril de idosos utilizam alta porcentagem da máxima força produzida na contração isométrica máxima (127%) a fim de realizar a marcha com sucesso (SAMUEL, ROWE e NICOL, 2013). Essa porcentagem é maior que a realizada por outros grupos musculares do membro inferior como flexores de quadril, flexores e extensores de joelho. Desta forma, a perda de força muscular dos extensores de quadril pode resultar em redução da velocidade de marcha e mobilidade.

Os extensores de quadril também foram classificados como bons preditores da velocidade de marcha de idosos quando utiliza-se o torque como medida, tendo em vista que o torque extensor de quadril apresentou boa sensibilidade, especificidade, bem como área significativa sobre a curva ROC.

Na maioria das vezes, as forças dos grupos musculares estão correlacionadas em um mesmo indivíduo, mas não é claro se prejuízos na habilidade de gerar força muscular rapidamente pode diminuir a aplicação de forças no chão durante a marcha e resultar em redução na velocidade de marcha e mobilidade (LAROCHE et al., 2011). Diferenças na TDF entre os grupos tendem a ser maiores em fases iniciais da contração muscular (50 ms) e menores em fases posteriores (após 100 ms). Além disso, as correlações mostraram que a TDF em fases iniciais apresentam correlações mais fortes com a velocidade de marcha que a TDF em fases posteriores. Por exemplo, a TDF dos extensores de joelho nos 50 ms explicou em 65% a variância na velocidade de marcha, ao ponto que a mesma medida nos 200 ms explicou 41% da variância. Para os extensores de joelho, o grupo muscular mais amplamente pesquisado em idosos, a TDF apresentou-se mais associada a velocidade de marcha do que o pico de torque, demonstrando a importância da taxa de produção de força muscular para a execução de uma marcha funcional. A TDF em fases iniciais da contração é influenciada por propriedades intrínsecas do sistema neuromuscular (ex: porcentagem de fibras muscular tipo II, drive neural, acoplamento excitação-contração) e pela força muscular máxima, enquanto a TDF obtida após os 100 ms está mais fortemente relacionada com a força muscular máxima (ANDERSEN e AAGAARD, 2006; AAGAARD et al., 2002; VAN CUTSEM, DUCHATEAU e HAINAUT, 1998). Assim, pode-se sugerir que a baixa velocidade de marcha em mulheres idosas é influenciada pela habilidade de rapidamente desenvolver força muscular, especialmente nos extensores de joelho, que pode ter resultado de deficiência na força muscular máxima e nas propriedades intrínsecas do sistema neuromuscular. Os

resultados da análise da função discriminante reforçam os dados apresentados acima, que mostram que a TDF dos extensores de joelho também foi considerada como boa preditora da velocidade de marcha em idosos. A TDF dos extensores de joelho teve excelente precisão em identificar idosos com baixa velocidade de marcha tendo em vista que a área da curva ROC foi 0,938 (a área da curva ROC igual a 1,0 equivale a melhor precisão) e teve excelente sensibilidade e boa especificidade na determinação da velocidade de marcha em idosos. O benefício da análise da função discriminante é a possibilidade de calcular limiares para estabelecer os grupos, o que pode ser clinicamente utilizado para identificar indivíduos em risco para determinadas condições, como por exemplo os limiares de pressão arterial estabelecidos para doenças cardiovasculares. Do mesmo modo, é possível usar limiares de torque e TDF estabelecidos no presente estudo para identificar idosos com risco de mobilidade reduzida, e identificar se há um grupo muscular em particular que é o determinante da função.

Idosas com pico de TDF dos extensores de joelho menor que  $2,96 \text{ Nms}^{-1}\text{kg}^{-1}$  foram mais propensas a ter velocidade de marcha menor que  $1,22 \text{ m/s}$  demonstrando limitações na mobilidade. Da mesma forma, idosas com pico de torque extensor de quadril menor que  $1,26 \text{ Nmkg}^{-1}$  também apresentaram grande propensão de marcha com velocidade abaixo de  $1,22 \text{ m/s}$ . Estudos prévios tem relacionado mobilidade, desempenho da marcha e habilidade de realizar atividades de vida diária com a TDF e o torque de membros inferiores, mostrando que a redução da força muscular dos membros inferiores está relacionada com velocidade de marcha reduzida, predispondo idosos a aumentos no risco de mobilidade reduzida e quedas (HICKS et al., 2011; LAROCHE et al., 2011; MÄNTY et al., 2012; MARKO et al., 2012). Ploutz-Snyder et al. (2002) e Manini et al. (2007) identificaram o pico de torque extensor do joelho como bom preditor de limitações na mobilidade e mostraram um limiar de torque de  $1,5 \text{ Nmkg}^{-1}$  e  $1,34 \text{ Nmkg}^{-1}$ , respectivamente. O presente estudo mostra valor próximo daqueles previamente apresentados como limiares de torque dos extensores de joelho ( $1,4 \text{ Nmkg}^{-1}$ ), mas nenhum estudo prévio analisou a TDF como fator preditor da função física e nem observou todos os grupos musculares dos membros inferiores simultaneamente.

O aspecto mais importante e inovador do presente estudo é que a TDF dos extensores de joelho e o pico de torque dos extensores de quadril foram classificados como os melhores preditores de todos os músculos do membro inferior para mulheres idosas que apresentam

velocidade de marcha abaixo de 1,22 m/s. Apesar do pico de TDF dos extensores de joelho terem mostrado melhor sensibilidade e maior área da curva ROC, medidas clínicas da TDF são mais complicadas de serem realizadas do que medidas de torque, tendo em vista que a TDF considera o componente temporal da força e é necessário a determinação precisa do tempo do início da produção de torque. Desta forma, o valor do torque isométrico extensor de quadril é uma medida possível de ser obtida na prática clínica, sugerindo sua inclusão na avaliação de idosas ou na implementação de programas de reabilitação que visem melhora do desempenho funcional e marcha, servindo como valor de referência de força muscular para extensores de quadril em idosas. É importante salientar a necessidade de validação desse valor sugestivo de limiar de torque extensor de quadril ( $1,26 \text{ Nmkg}^{-1}$ ) uma vez que o presente estudo tem uma amostra experimental pequena (31 sujeitos). Além disso, não deve ser ignorado que a habilidade de produzir força muscular rapidamente, especialmente nos extensores de joelho, influenciam a velocidade de marcha em idosas e por isso pode ser fator decisivo na mobilidade desses indivíduos.

## 1.6 Conclusão

---

Idosas com baixa velocidade de marcha apresentam menor taxa de desenvolvimento de força para os flexores e extensores de quadril, flexores e extensores de joelho e para flexores plantares; e menor torque para extensores de quadril, flexores e extensores de joelho e para flexores plantares. A baixa velocidade de marcha em idosas foi relacionada com a taxa de desenvolvimento de força em fases iniciais da contração muscular (50 ms), especialmente nos extensores de joelho. Além disso, o pico da taxa de desenvolvimento de força dos extensores de joelho e o pico de torque dos extensores de quadril foram classificados como bons preditores da velocidade de marcha em idosas, sendo que idosas com pico da taxa de desenvolvimento de força dos extensores de joelho menor que  $2,96 \text{ Nms}^{-1}\text{kg}^{-1}$  ou pico de torque extensor de quadril menor que  $1,26 \text{ NmKg}^{-1}$  apresentam maior propensão de caminhar em velocidades abaixo de 1,22 m/s e apresentar prejuízos na mobilidade. No entanto, medidas de torque são mais clinicamente aplicáveis do que a taxa de desenvolvimento de força e por isso é sugerido a implementação de valores de torque extensor de quadril na avaliação ou na reabilitação física de idosos.

## Conflito de interesse

Não há conflitos de interesse que possam enviesar os resultados do presente estudo

## Agradecimentos

O presente estudo recebeu suporte financeiro do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), Coordenadoria de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) e Fundação para o Desenvolvimento da UNESP (FUNDUNESP).

## 1.7 Referências

---

AAGAARD, P.; SIMONSEN, E.B.; ANDERSEN, J.L.; MAGNUSSON, P.; DYHRE-POULSEN, P. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. **Journal of Applied Physiology**, v.93, p.1318-1326, 2002.

ALCOCK, L.; VANICEK, N.; O'BRIEN, T.D. Alterations in gait speed and age do not fully explain the changes in gait mechanics associated with healthy older women. **Gait Posture**, v.37, n.4, p.586-592, 2013.

ANDERSEN, L.L.; AAGAARD, P. Influence of maximal muscle strength and intrinsic muscle contractile properties on contractile rate of force development. **European Journal of Applied Physiology**, v.96, p.46–52, 2006.

BOHANNON, R.W.; WILLIAMS, A. A. Normal walking speed: a descriptive meta-analysis. **Physiotherapy**, v.97, n.3, p.182–189, 2011.

BURNFIELD, J.M.; JOSEPHSON, K.R.; POWERS, C.M. The Influence of Lower Extremity Joint Torque on Gait Characteristics in Elderly Men. **Arch Phys Med Rehabil.**, v.81, p.1153-1157, 2000.

CROZARA, L.F.; MORCELLI, M.H.; MARQUES, N.S.; HALLAL, C.Z.; SPINOSO, D.H.; ALMEIDA NETO, A.F.; CARDOZO, A.C.; GONÇALVES, M. Motor readiness and joint torque production in lower limbs of older women fallers and non-fallers. **J Electromyogr Kinesiol.**, v.25, n.3, p.1131–1138, 2013.

GURALNIK, J.M.; SIMONSICK, E.M.; FERRUCCI, L.; GLYNN, R.J.; BERKMAN, L.F.; BLAZER, D.G.; SCHERR, P.A.; WALLACE, R.B. A short physical performance battery assessing lower extremity function: association with self-reported disability and prediction of mortality and nursing home admission. **J Gerontol.**, v.49, p.M85-M94, 1994.

GURALNIK, J.M.; FERRUCCI, L.; PIEPER, C.F.; LEVEILLE, S.G.; MARKIDES, K.S.; OSTIR, G.V.; STUDENSKI, S.; BERKMAN, L.F.; WALLACE, R.B. Lower extremity function and subsequent disability: consistency across studies, predictive models, and value of gait speed alone compared with the short physical performance battery. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci.**, v.55, p.M221-M231, 2000.

HERNANDEZ,M.E.; GOLDBERG,A.; ALEXANDER, N.B. Decreased Muscle Strength Relates to Self-Reported Stooping, Crouching, or Kneeling Difficulty in Older Adults. **Physical Therapy**, v.90, p.67-74,2010.

HICKS, G.E.; SHARDELL, M.; ALLEY, D.E.; MILLER, R.R.; BANDINELLI, S.; GURALNIK, J.; LAURETANI, F.; SIMONSICK, E.M.; FERRUCCI, L. Absolute strength and loss of strength as predictors of mobility decline in older adults: the InCHIANTI study. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v.67, p.66-73, 2012.

LAROCHE, D.P.; COOK, S.B.; MACKALA, K.; Strength asymmetry increases gait asymmetry and variability in older women. **Med Sci Sports Exerc.**, v.44, n.11, p.2172-2181, 2012.

LAROCHE, D.P.; MILLET, E.D.; KRALIAN, R.J. Low strength is related to diminished ground reactions force and walking performance in older women. **Gait and Posture.**, v.33, p.668-672, 2011.

LAROCHE, D.P.; CREMIN, K.A.; GREENLEAF, B.; CROCE, R.V. Rapid torque development in older female fallers and nonfallers: A comparison across lower-extremity muscles. **J Electromyogr Kinesiol.**, v.20, p.482-488, 2010.

MANINI, T.M.; VISSER, M.; WON-PARK, S.; PATEL, K.V.; STROTMAYER, E.S.; CHEN, H.; GOODPASTER, B.; DE REKENEIRE, N.; NEWMAN, A.B.; SIMONSICK, E.M.; KRITCHEVSKY, S.B.; RYDER, K.; SCHWARTZ, A.V.; HARRIS, T.B. Knee extension strength cutpoints for maintaining mobility. **J Am Geriatr Soc.**, v.55, p.451-457, 2007.

MANINI, T.M.; CLARK, B.C. Dynapenia and aging: an update. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci.**, v.67, n.1, p.28-40, 2012.

MÄNTY, M.; DE LEON, C.F.; RANTANEN, T.; ERA, P.; PEDERSEN, A.N.; EKMANN, A.; SCHROLL, M.; AVLUND, K. Mobility-Related Fatigue, Walking Speed, and Muscle Strength in Older People. **Gerontol A Biol Sci Med Sci.**, v.67, p.523-529, 2012.

MARKO, M.; NEVILLE, C.G.; PRINCE, M.A.; PLOUTZ-SNYDER, L.L. Lower-extremity force decrements identify early mobility decline among community-dwelling older adults. **Phys Ther.**, v.92, n.9, p.1148-1159, 2012.

MARQUES, N.R.; LAROCHE, D.P.; HALLAL, C.Z.; CROZARA, L.F.; MORCELLI, M.H.; KARUKA, A.H.; NAVEGA, M.T.; GONÇALVES M. Association between energy cost of walking, muscle activation, and biomechanical parameters in older female fallers and non-fallers. **Clin Biomech.**, v.28, n.3, p.330-336, 2013.

MORCELLI, M.H.; CROZARA, L.F.; ROSSI D.M.; LAROCHE, D.P.; MARQUES, N.R.; HALLAL, C.Z.; CASTRO, A.; CARDOZO, A.C.; GONÇALVES, M.; NAVEGA, M.T. Hip muscles strength and activation in older fallers and non-fallers. **Isokinetics and Exercise Science.**, v.22, p.191-196, 2014.

MURRAY, K.J.; HILL, K.; PHILLIPS, B.; WATERSTON, J. A pilot study of falls risk and vestibular dysfunction in older fallers presenting to hospital Emergency Departments. **Disabil. Rehabil.**, v.27, p.499–506, 2005.

NARDONE, A.; GALANTE, M.; PAREYSON, D.; SCHIEPPATI, M. Balance control in sensory neuron disease. **Clin. Neurophysiol.**, v.118, p.538–550, 2007.

PAVOL ,M. J.; OWINGS, T.M.; FOLEY, K.T.; GRABINER, M.D. Influence of Lower Extremity Strength of Healthy Older Adults on the Outcome of an Induced Trip. **Journal of the American Geriatrics Society.**, v.50, n.2, p.256-262, 2002.

PENNINX, B.W.; FERRUCCI, L.; LEVEILLE, S.G.; RANTANEN, T.; PAHOR, M.; GURALNIK, J.M. Lower extremity performance in nondisabled older persons as a predictor of subsequent hospitalization. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci.**, v.55, p.M691–M697, 2000.

PLOUTZ-SNYDER, L.L.; MANINI, T.; PLOUTZ-SNYDER, R.J.; WOLF, D.A. Functionally relevant thresholds of quadriceps femoris strength. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci.**, v.57, p.B144–B152, 2002.

RANTANEN,T.; GURALNIK, J.M.; IZMIRLIAN, G.; WILLIAMSON, J.D.; SIMONSICK, E.M.; FERRUCCI, L.; FRIED, L.P. Association of muscle strength with maximum walking speed in disabled older women. *Am J Phys Med Rehabil.* 77, 299-305, 1998.

SADEGHI, H.; ALLARD, P.; PRINCE, F.; LABELLE, H. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. **Gait and Posture**, v.12, n.1, p.34–45, 2000.

SAMUEL, D.; ROWE, P.; NICOL, A. The functional demand (FD) placed on the knee and hip of older adults during everyday activities. **Arch Gerontol Geriatr.**, v.57, n.2, p.192-197, 2013.

TIKKANEN, P.; NYKÄNEN, I.; LÖNNROOS, E.; SIPILÄ, S.; SULKAVA, R.; HARTIKAINEN, S. Physical activity at age of 20-64 years and mobility and muscle strength in old age: a community-based study. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci.**, v.67, p.905-910, 2012.

VAN CUTSEM, M.; DUCHATEAU, J.; HAINAUT, K. Changes in single motor unit behavior contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans. **J Physiol.**, v.513, p.295–305, 1998.

WINTER, D.A. Biomechanics and motor control of human movement. 2nd ed. Waterloo: A Wiley-Interscience Publication; 1990.

WINTER, D.A. Overall principle of lower limb support during stance phase of gait. **J Biomech.**, v.13, n.11, p.923-927, 1980.



## 2. ESTUDO 2:

---

### **CAPACIDADE NEUROMUSCULAR DO QUADRIL E MARCHA DE IDOSAS SUBMETIDAS A TREINAMENTO COM MÉTODO PILATES E COM HASTE VIBRATÓRIA**

Mary Hellen Morcelli<sup>a</sup>, Denise Martineli Rossi<sup>b</sup>, Luciano Fernandes Crozara<sup>a</sup>, Nise Ribeiro Marques<sup>c</sup>, Camilla Zamfolini Hallal<sup>d</sup>, Mauro Gonçalves<sup>a</sup>, Marcelo Tavella Navega<sup>c</sup>

<sup>a</sup> Departamento de Educação Física, Universidade Estadual Paulista, São Paulo, Brasil

<sup>b</sup> Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil

<sup>c</sup> Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Estadual Paulista, São Paulo, Brasil

<sup>d</sup> Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil

## 2.1 Resumo

---

*Introdução:* Os músculos que envolvem a articulação do quadril tem mostrado importância em atividades funcionais, como por exemplo a marcha em idosos. Desta forma, exercícios físicos que contemplem tanto componentes musculares quanto neurais da performance muscular do quadril podem ser eficientes na reabilitação físico-funcional de idosos. Entre eles destacamos o treinamento com método Pilates e treinamento com haste vibratória.

*Objetivo:* Comparar os efeitos do treinamento com o método Pilates e o treinamento com haste vibratória no desempenho dos músculos do quadril (força e ativação muscular) e na cinemática da marcha de mulheres idosas

*Métodos:* Foram avaliadas 21 idosas divididas em dois grupos, grupo Pilates (n=12) e grupo Haste (n=9). Foi realizada uma avaliação inicial e após 8 semanas de ambos treinamentos as idosas foram reavaliadas. Na avaliação foram determinados o torque muscular e a taxa de desenvolvimento de força (TDF) dos flexores e extensores de quadril realizando 3 contrações isométricas máximas mantidas por 5 segundos com 30 segundos de intervalo entre elas utilizando um dinamômetro isocinético. Na avaliação inicial também foi determinado o tempo de reação (tempo motor e tempo pré-motor) para flexores e extensores de quadril, além da taxa de ativação neuromuscular do músculo reto femoral (RF) e do músculo bíceps femoral (BF), e de variáveis cinemáticas da marcha (comprimento do passo, deslocamento antero-posterior do tronco, velocidade de marcha, e ângulo do quadril no momento do toque do calcâneo e no desprendimento dos dedos). Na análise estatística foi aplicado o teste two-way MANCOVA mista (Grupo X Avaliação), considerando a idade como covariável.

*Resultados:* O grupo Pilates apresentou aumento de 21% no torque extensor de quadril enquanto o grupo haste apresentou 7,5% ( $p=0,006$ ). Além disso foi observada uma redução no deslocamento antero-posterior do tronco após ambos treinamentos ( $p=0,037$ ). O grupo Pilates e o grupo Haste apresentam respostas semelhantes no período pós treino.

*Conclusão:* Exercícios com método Pilates e com haste vibratória são eficazes no aumento do torque extensor de quadril e na redução do deslocamento antero-posterior do tronco durante a marcha de mulheres idosas.

**palavras-chave:** quadril, força muscular, idoso, marcha, eletromiografia

## 2.2 Introdução

---

A força muscular é considerada um componente musculoesquelético crucial para independência em atividades como a marcha, além de ser um parâmetro que avalia a habilidade funcional de forma objetiva e de fácil aplicação clínica quando comparada a outras formas de análise (MARKO et al., 2012). Alguns autores sugerem uma relação curvilínea entre força muscular dos membros inferiores e mobilidade reduzida decorrente do processo de senescência (FERRUCCI et al., 1997; RANTANEN et al., 1998; CRESS e MAYER, 2003). Além da força muscular, a habilidade de produzir força muscular rapidamente, representada pela taxa de desenvolvimento de força (TDF) também determina limitações nas capacidades físico-funcionais de idosos (AAGAARD et al., 2002; LAROCHE et al., 2010; CROZARA et al., 2013). A força muscular e a TDF são influenciadas tanto por componentes musculares, como por componentes neurais. Sendo assim, o padrão de recrutamento muscular merece atenção especial em indivíduos idosos que apresentam perda nas capacidades físico-funcionais (STEVENS et al., 2003; AAGAARD et al., 2010, MANINI e CLARK, 2012).

Um importante fator neural associado a força e a TDF é a taxa de ativação neuromuscular (TAN), determinada pela variação da ativação muscular pela variação do tempo ( $\Delta\text{EMG}/\Delta\text{tempo}$ ) (SCHMIDTBLEICHER, e BUEHRLE, 1987). Reduções na TAN podem indicar déficits na ativação neural do músculo e ineficiência na transmissão do impulso nervoso para regiões periféricas do sistema neuromuscular (HARTMANN et al., 2009). O detrimento da resposta motora tem aumentado o tempo de reação e a latência de ativação muscular (tempo pré-motor), o que pode aumentar a vulnerabilidade de idosos e predispor-las a quedas (ANDRIACCHI e MIKOSZ, 1991; HONG et al., 2014).

Os músculos flexores e extensores de quadril são importantes no desempenho de atividades funcionais, tendo em vista que os flexores são responsáveis por gerar 40% da potência produzida na fase de pré-balanço da marcha em indivíduos idosos (BENTO et al., 2010; CARDA et al., 2012; NEUMANN, 2010), enquanto que nessa mesma população, os extensores de quadril são ativados em torno de 89% da sua capacidade máxima de produção de força isométrica para subir escadas (NADEAU, MCFADYEN e MALOUIN, 2003; SAMUEL et al., 2011). A alta porcentagem de demanda funcional exigida nesses grupos musculares para realizar tais atividades predispor a população idosa a fadiga, reduz a

mobilidade e, conseqüentemente, aumenta o número de quedas (NADEAU, MCFADYEN e MALOUIN, 2003; SAMUEL et al., 2011).

Desta forma, estratégias de treinamentos com protocolos de exercícios físicos que visem contemplar tanto componentes musculares quanto neurais da força e potência muscular do quadril podem ser eficientes na reabilitação físico-funcional de idosos (MANINI e CLARK, 2012). Diversas são as técnicas terapêuticas que permitem alterações no recrutamento neuromuscular utilizadas na população idosa, entre elas destacamos o método Pilates e os exercícios de equilíbrio com haste vibratória (HALLAL, MARQUES e GONÇALVES, 2010a; HALLAL et al., 2013; CURI PÉREZ, HAAS e WOLFF, 2014; PATA, LORD e LAMB, 2014). O método Pilates é uma modalidade de exercício que tem se tornado cada vez mais popular e que combina o treinamento de força muscular e flexibilidade visando a melhora do controle muscular lombo-pélvico (SMITH e SMITH, 2005; BIRD, HILL e FELL, 2012), enquanto o treinamento com haste vibratória, o qual utiliza os efeitos mecânicos da vibração no sistema neuromuscular, tem sido considerado como um método de treinamento promissor na melhora de capacidades físicas nas diversas faixas etárias (HALLAL, MARQUES e GONÇALVES, 2010b). O desenvolvimento de estudos no sentido de verificar se métodos de treinamento específicos, como método Pilates ou haste vibratória, influenciam as capacidades neuromusculares do quadril em idosos é importante no sentido da implementação de exercícios físicos que visem melhora da performance neuromuscular e mobilidade de idosos. O objetivo do presente estudo foi avaliar o efeito de oito semanas de treinamento com método Pilates ou com haste vibratória no torque, na TDF, na TAN e no tempo de reação dos flexores e extensores de quadril de idosos, bem como seus efeitos na cinemática da marcha.

A hipótese é que ambos treinamentos serão efetivos no aumento da força muscular e da TDF dos flexores e extensores de quadril, além de aumentar a TAN dos músculos reto femoral e bíceps femoral. Essas melhoras na força e ativação muscular podem resultar em respostas motoras mais rápidas, bem como maiores amplitudes de movimento na articulação do quadril durante a marcha, aumentando assim o comprimento de passo e velocidade.

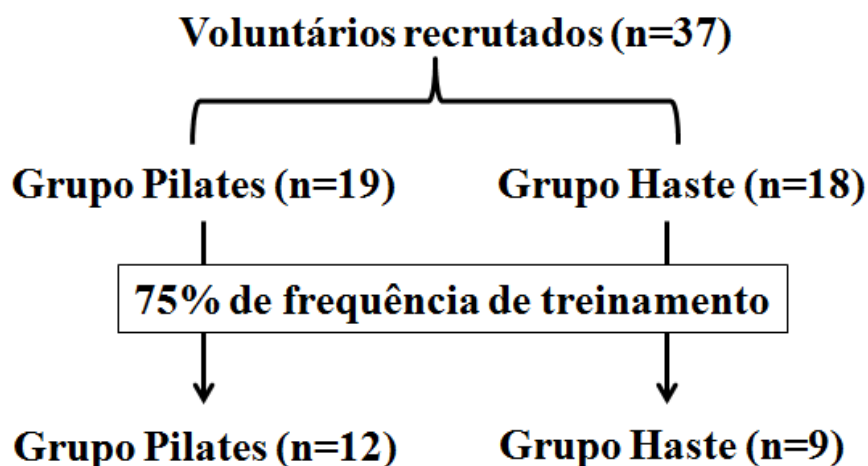
## 2.3 Métodos

---

### 2.3.1 Sujeitos

Segundo cálculo amostral, com base nos dados de média e desvio padrão do torque extensor de quadril de idosas caídas ( $1,23 \pm 0,46$ ) e não caídas ( $1,41 \pm 0,35$ ), em estudo previamente realizado por nosso grupo de pesquisa (poder = 0,90; tamanho do efeito = 1,30;  $\alpha$  erro = 0,05), a amostra deveria ser composta por 22 voluntários. Foram recrutadas para o presente estudo 37 voluntários do gênero feminino, na faixa etária de 60 a 85 anos, que foram divididas aleatoriamente, por meio de sorteio, em 2 grupos de treinamento: grupo de idosas que realizaram treinamento com o Método Pilates (GP; n=19) e grupo de idosas que realizaram o treinamento com a haste vibratória (GH; n=18). As voluntárias foram recrutadas em grupos comunitários de atividade física (deveriam realizar pelo menos duas horas de atividade física recreacional semanalmente). Os dados do presente estudo são referentes as idosas que obtiveram uma frequência mínima de treinamento de 75% (12 sessões de treinamento). No grupo de idosas que realizaram treinamento com método Pilates, 63% da amostra atingiu a frequência mínima de treinamento, enquanto no grupo de idosas submetidas ao treinamento com haste vibratória, apenas 50% atingiram a frequência mínima de treinamento (Figura 1).

**Figura 1.** Fluxograma das voluntárias recrutadas em cada grupo e do número de idosas que concluíram o estudo com a frequência mínima de treinamento (75%).



Os critérios de exclusão adotados no presente estudo foram dor, fratura ou lesões graves em tecidos moles nos 6 meses progressos ao estudo, histórico de disfunções neurológicas, cardiovasculares ou respiratórias, neuropatias periféricas ou vestibulares, alterações cognitivas ou mentais (definido como a pontuação do Mini Exame do Estado Mental < 20), ou comprometimento do equilíbrio (definido como pontuação na escala de Equilíbrio de Berg < 36) (MARQUES et al., 2013).

A tabela 1 apresenta a caracterização dos dois grupos submetidos a diferentes tipos de treinamento. Tendo em vista que a idade foi considerada significativamente menor no grupo de idosas que realizaram treinamento com método Pilates, a mesma foi utilizada como covariável durante a análise estatística dos demais dados.

**Tabela 1.** Caracterização da amostra. Dados apresentados em média  $\pm$  desvio-padrão.

	<b>Pilates</b>	<b>Haste Vibratória</b>	<b>Valor p</b>
Idade (anos)	64,58 $\pm$ 3,50	72,55 $\pm$ 8,57	0,009
Massa corporal (kg)	65,09 $\pm$ 7,10	63,15 $\pm$ 8,74	0,582
Estatuta (m)	1,52 $\pm$ 0,05	1,53 $\pm$ 0,04	0,814
IMC (Kg/m <sup>2</sup> )	27,87 $\pm$ 2,81	26,97 $\pm$ 4,78	0,594
EEB	54,50 $\pm$ 0,90	55,22 $\pm$ 1,71	0,226
MEEM	23,33 $\pm$ 3,55	24,55 $\pm$ 3,16	0,424

Legenda: IMC: índice de massa corporal; EEB: escala de equilíbrio de Berg; MEEM: mini exame do estado mental.

O presente estudo foi aprovado em comitê de ética local (CEP 037/2012) e todas as voluntárias assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

### 2.3.2 Procedimentos de avaliação e treinamento

As voluntárias compareceram ao laboratório em dois dias separados por 24-72 horas para a realização dos procedimentos de coleta de dados (avaliação inicial). No primeiro dia foi

realizada a avaliação dinamométrica sincronizada a eletromiografia enquanto no segundo dia foi realizada a avaliação cinemática da marcha.

Os treinamentos dos grupos GP e GH foram iniciados na semana seguinte a avaliação inicial e tiveram duração de 8 semanas consecutivas, com 2 sessões semanais de 60 minutos cada. Os mesmos procedimentos da avaliação inicial foram realizados após o período de 8 semanas de treinamento (pós treino). O procedimento de reavaliação iniciou-se na semana seguinte ao término dos treinamentos.

### 2.3.2.1 Avaliação dinamométrica

A avaliação dinamométrica foi realizada em um dinamômetro isocinético System 4 PRO (Biodex®, New York, USA). Previamente a avaliação dinamométrica, as voluntárias realizaram cinco minutos de aquecimento em esteira ergométrica na velocidade de preferência conforme protocolo previamente determinado (MORCELLI et al., 2014; MARQUES et al., 2013; CROZARA et al., 2013). A familiarização com o dinamômetro isocinético foi realizada após o aquecimento e previamente a avaliação isocinética. Houve um intervalo de 20 minutos entre a familiarização e a avaliação isocinética. A familiarização constituiu do mesmo protocolo de coleta de dados, porém realizada com contrações submáximas (MORCELLI et al., 2014; MARQUES et al., 2013; CROZARA et al., 2013).

As voluntárias realizaram os movimentos de flexão e extensão de quadril e foram orientadas a empurrar o equipamento o mais rápido e forte possível quando o estímulo luminoso (luz) em frente a elas fosse ligado e parar quando o estímulo luminoso fosse desligado. O estímulo luminoso promovia um sinal no software de coleta dos dados para marcar o seu início. Os comandos de estímulo verbal foram padronizados para todas as voluntárias, sendo utilizada somente a palavra "força" como estímulo.

O protocolo de avaliação foi executado no membro dominante de cada voluntária, o qual foi definido por meio de um protocolo de lateralidade do membro inferior que consistiu na execução de três tarefas: chutar uma bola, subir um degrau e a resposta do membro inferior após sofrer um deslocamento anterior e posterior inesperado. Cada tarefa foi realizada três vezes (SADEGHI et al., 2000).

As voluntárias foram posicionadas no dinamômetro em decúbito supino e o eixo rotacional do dinamômetro foi alinhado com o eixo articular do quadril (trocânter maior do fêmur). A alavanca do dinamômetro foi posicionada 5 cm acima da borda superior da patela. A cintura pélvica e o membro inferior contralateral foram fixados por cintos (MORCELLI et al., 2014). Foram realizadas de 3 contrações isométricas de flexão e de extensão de quadril, mantidas por 5 segundos com um intervalo de 30 segundos entre as contrações. A articulação do quadril foi posicionada a 60° de flexão (PAVOL et al., 2002). A frequência de amostragem foi de 2000 Hz.

### 2.3.2.2 Eletromiografia

Os sinais eletromiográficos foram sincronizados com a dinamometria por meio da placa de sincronização de sinais biológicos NorBNC (Noraxon®, Phoenix, USA). Foram utilizados eletrodos de superfície de Ag/AgCl (Miotec®, Porto Alegre, BRA), em configuração bipolar, com área de captação de 1cm de diâmetro e distância intereletrodos fixa de 2cm. Previamente a colocação dos eletrodos, foi realizada a tricotomia e limpeza da pele com álcool, como forma de evitar possíveis interferências no sinal eletromiográfico (CROZARA et al., 2013; MORCELLI et al., 2014).

Para a captação dos sinais eletromiográficos durante a avaliação dinamométrica foi utilizado um eletromiógrafo por telemetria (TM900, Noraxon®, Phoenix, USA) de 16 canais, software da Myoresearch (Noraxon®, Phoenix, USA), programado com frequência de amostragem de 2000 Hz, com ganho total de 2000 vezes (20 vezes no sensor e 100 vezes no equipamento), modo de rejeição comum >100 dB (60 Hz), placa analógico-digital de 16 bits, ruído de base <1  $\mu$ V RMS e entrada diferencial de impedância >10 M $\Omega$ .

Os eletrodos foram posicionados sobre os músculos: reto femoral (RF) e bíceps femoral (BF) de acordo com as normas do SENIAM e de estudos previamente realizados (HERMENS et al., 2000; MARQUES et al., 2013; MORCELLI et al., 2014). Um eletrodo de referência foi colocado sob o maléolo lateral (MARQUES et al., 2013; MORCELLI et al., 2014).



### 2.3.2.3 Marcha

Para a coleta dos dados cinemáticos da marcha foi utilizado um sistema de 7 câmeras (Peak Motus - Vicon®, Oxford, Uk), software cinemático Nexus (Peak Motus - Vicon®, Oxford, Uk) com frequência de amostragem de 100 Hz e uma esteira ergométrica Millennium Super ATL (INBRAMED® 2005; São Paulo, Brasil). Os voluntários usaram um cinto de segurança para realização da marcha em esteira, o qual foi conectado por uma corda à um suporte metálico fixado no teto. Foram utilizados 39 marcadores (Peak Motus - Vicon®, Oxford, Uk) localizados na cabeça, tronco, membros superiores e inferiores de acordo com o modelo Plugin Gait (Peak Motus - Vicon®, Oxford, Uk), recomendado pelo fabricante (MARQUES et al., 2013). Previamente a coleta dos dados cinemático da marcha em esteira foi realizada uma calibração do ambiente de coleta e do voluntário em postura estática registrando os dados de posicionamento dos marcadores e medidas de comprimento de segmento inferior e superior bem como massa corporal e estatura. Além disso, foram utilizados sensores de pressão Foot Switch (Noraxon®, Phoenix, USA) os quais foram posicionados sob os pés das voluntárias na região do calcâneo, hálux, base do hálux, e quinto metatarso, conforme indicação do fabricante, e sincronizados com o sistema de análise cinemática para auxílio na determinação das fases da marcha.

Previamente a avaliação cinemática da marcha foi realizada uma familiarização das voluntárias com a velocidade de preferência durante 10 minutos. A velocidade de preferência de marcha foi determinada de acordo com o protocolo estabelecido por Marques et al. (2013) e as voluntárias não visualizavam o painel de controle da esteira.

### 2.3.2.4 Treinamentos

O treinamento com o Método Pilates foi conduzido em grupo, por dois fisioterapeutas especialistas no método. As sessões foram compostas de exercícios do Método Pilates na categoria solo, utilizando faixas elásticas e bolas terapêuticas. O treinamento iniciou com a aprendizagem prévia dos princípios do método, entre eles o "Centrando", o qual exige a contração isométrica do músculo oblíquo interno e transversal abdominal durante toda a execução dos exercícios (MARQUES et al., 2013a; ROSSI et al., 2014). Sendo assim, a evolução do treinamento ocorreu de forma progressiva, sendo que durante a 1ª e 2ª semanas

foram realizados exercícios de nível I enfatizando a aprendizagem dos princípios da técnica; 3ª e 4ª semanas exercícios de nível I e introdução de exercícios com níveis de dificuldade superior utilizando bolas e faixas (nível II); 5ª e 6ª semanas foram realizados exercícios de nível I, II e iniciado exercícios de nível III que englobam cadeia cinética aberta e exercícios específicos para a articulação do quadril; e por fim na 7ª e 8ª semanas realizado somente exercícios de nível III e específicos para a articulação do quadril. Na 1ª e 2ª semanas foram realizados 4 exercícios em média e treinamento dos princípios, enquanto nas demais foram realizados de 8-10 exercícios.

O treinamento com haste vibratória utilizou hastes com 1.6 m de comprimento e massa de 0.63 kg. A haste foi oscilada a uma frequência aproximada de 5Hz, garantida por meio de estímulos sonoros de um metrônomo (Metronome Quartz®) calibrado em 300 bpm. As voluntárias foram familiarizadas a frequência de oscilação da haste e em seguida os exercícios foram executados com grau de dificuldade crescente entre as sessões de treinamento (HALLAL, MARQUES e GONÇALVES, 2010a; HALLAL et al., 2013; HALLAL et al., 2014). Na 1ª e 2ª semanas foram realizados exercícios oscilando a haste a frente do tronco e acima da cabeça com apoio bipodal e base alargada; entre a 3ª e 5ª semanas os exercícios foram realizados com apoio bipodal, porém com base de apoio reduzida, sendo que os voluntários deveriam manter os pés juntos durante a execução dos exercícios; e entre a 6ª e 8ª semanas exercícios com apoio unipodal, variando a posição da perna suspensa tanto anterior, lateral, como posteriormente. Em média eram realizados 5 exercícios por sessão, sendo que cada exercício deveria ser executado três vezes, mantendo a posição por 30 segundos.

### 2.3.3 Análise de dados

Os dados de torque, eletromiografia e cinemática foram analisados utilizando rotinas específicas desenvolvidas em ambiente Matlab (Mathworks®).

O sinal do torque foi suavizado com um filtro Butterworth de 4ª ordem com frequência de corte de 3 Hz. O pico de torque foi definido como o valor máximo do torque articular obtido durante as três contrações isométricas. O pico da taxa de desenvolvimento de força foi obtida usando a seguinte equação (LAROCHE et al., 2010):

$$\text{TDF}_{(1,100)} = \frac{(\text{Torque}_{n=100} - \text{Torque}_{n=1})}{(100 \text{ amostras} / 2000 \text{ Hz})}$$

O torque e a TDF foram normalizado pela massa corporal semelhante a estudos previamente realizados por nosso grupo de pesquisa (CROZARA et al., 2013; MORCELLI et al., 2014).

O sinal eletromiográfico foi filtrado utilizando um filtro Butterworth, passa banda de 20-500 Hz, de 4ª ordem. Em seguida, o sinal foi retificado e suavizado usando um filtro passa baixa de 4ª ordem com frequência de corte de 3 Hz. A frequência de corte dos filtros utilizados para analisar o torque e a eletromiografia foram determinados pelo método de análise residual (WINTER, 1990). Utilizando o sinal eletromiográfico filtrado (envelope linear) foi determinado o pico da taxa de ativação neuromuscular (TAN) do RF e BF de acordo com a seguinte equação:

$$\text{TAN}_{(1,100)} = \frac{(\text{EMG}_{n=100} - \text{EMG}_{n=1})}{(100 \text{ amostras} / 2000 \text{ Hz})}$$

A TAN foi normalizada pelo pico da atividade eletromiográfica durante a contração isométrica voluntária máxima (LAROCHE et al., 2008).

Também foi analisado o tempo de reação, o qual foi definido como o tempo entre o início do estímulo luminoso e o início da produção de torque ( $5\% \geq$  pico de torque) (CROZARA et al., 2013). O tempo de reação foi dividido em dois componentes: tempo pré-motor e tempo motor. O tempo pré-motor foi medido calculando o tempo entre o início do estímulo luminoso e o início da atividade eletromiográfica ( $5\% \geq$  pico da ativação) (CROZARA et al., 2013). O tempo motor foi determinado como sendo o tempo entre o início da atividade eletromiográfica e o início da produção de torque (LAROCHE et al., 2010).

O comprimento do passo, o ângulo do quadril no momento do toque do calcâneo, o ângulo do quadril no momento do desprendimento do hálux, o deslocamento ântero-posterior do tronco representado pela trajetória do marcador referente a vértebra T10 foram analisados durante os dez primeiros passos da gravação de um minuto de dados cinemáticos da marcha

(MARQUES et al., 2013). O filtro Butterworth de 4ª ordem com frequência de corte de 6 Hz foi utilizado para suavizar a trajetória dos marcadores.

#### 2.3.4 Análise estatística

Para todas as análises estatísticas foi utilizado o pacote estatístico PASW 18.0 (SPSS Inc.). Inicialmente foi realizado o teste estatístico de Shapiro-Wilk para verificar a normalidade de distribuição dos dados. O teste estatístico MANOVA foi utilizado para comparar as variáveis de caracterização da amostra. Foram consideradas variáveis dependentes os dados de torque, dados cinemáticos, tempo de reação e dados de ativação muscular. Sendo assim, para comparar os efeitos dos treinamentos nas variáveis dependentes foi aplicado um teste two-way MANCOVA mista (Grupo X Avaliação), considerando a idade como uma covariável. O grupo foi considerado fator dependente e avaliação considerada como medida repetida. Foi adotado nível de significância de  $p < 0,05$ .

## 2.4 Resultados

---

As idosas submetidas ao treinamento com método Pilates apresentaram aumento de 21% no torque extensor de quadril no período pós treino quando comparado ao período pré treino (avaliação inicial), enquanto as idosas submetidas ao treinamento com haste vibratória apresentaram um aumento de apenas 7,5% no período pós treino comparado ao período pré treino (tabela 2). O valor de p da interação dos grupos ( $p=0,131$ ) para o extensor de quadril mostra que ambos treinamentos são semelhantes no aumento do torque extensor do quadril no período pós treino (tabela 2).

Em relação a análise das variáveis temporais (tempo de reação, tempo pré-motor e tempo motor) não foram observadas diferenças significantes para nenhuma delas após 8 semanas de treinamento com método Pilates e com haste vibratória (tabela 3).

Os dados da análise cinemática da marcha em esteira mostraram que o treinamento com o método Pilates e o treinamento com haste vibratória reduziram o deslocamento antero-posterior do tronco no período pós treino quando comparado ao período pré treino avaliando-se a trajetória do marcador T10 (tabela 4). O valor de p da interação dos grupos ( $p=0,121$ ) mostra que ambos treinamentos são semelhantes em relação a resposta do deslocamento antero-posterior do tronco durante a marcha (tabela 4).

**Tabela 2.** Dados eletromiográficos e de torque no período pré e pós treino de ambos grupos (Método Pilates e Haste Vibratória). Dados apresentados em média  $\pm$  desvio-padrão.

	Pilates		Haste Vibratória		Valor p (pré-pós)	Valor p interação
	Pré	Pós	Pré	Pós		
TDF_QF (N m s <sup>-1</sup> kg <sup>-1</sup> )	2,19 $\pm$ 0,82	2,18 $\pm$ 1,12	1,77 $\pm$ 0,44	1,82 $\pm$ 0,56	0,917	0,883
Torque_QF (N m kg <sup>-1</sup> )	0,74 $\pm$ 0,18	0,75 $\pm$ 0,18	0,77 $\pm$ 0,15	0,77 $\pm$ 0,13	0,816	0,912
TAN_RF (% pEMG s <sup>-1</sup> )	1,86 $\pm$ 1,09	1,79 $\pm$ 1,08	1,48 $\pm$ 0,54	1,51 $\pm$ 0,56	0,945	0,848
TDF_QE (N m s <sup>-1</sup> kg <sup>-1</sup> )	2,34 $\pm$ 1,3	2,8 $\pm$ 1,38	2,10 $\pm$ 0,63	2,46 $\pm$ 1,14	0,081	0,819
Torque_QE (N m kg <sup>-1</sup> )	1,25 $\pm$ 0,43	1,59 $\pm$ 0,36	1,34 $\pm$ 0,42	1,45 $\pm$ 0,36	0,006	0,131
TAN_BF (% pEMG s <sup>-1</sup> )	1,98 $\pm$ 1,15	2,51 $\pm$ 1,7	0,9 $\pm$ 0,46	0,93 $\pm$ 0,63	0,335	0,382

Legenda: TDF\_QF: Taxa de desenvolvimento de força dos flexores de quadril; Torque\_QF: Torque dos flexores de quadril; TAN\_RF: Taxa de ativação neuromuscular do reto femoral; TDF\_QE: Taxa de desenvolvimento de força dos extensores de quadril; Torque\_QE: Torque dos extensores de quadril; TAN\_BF: Taxa de ativação neuromuscular do bíceps femoral.

**Tabela 3.** Variáveis temporais no período pré e pós treinos de ambos grupos (Método Pilates e Haste Vibratória). Dados apresentados em média  $\pm$  desvio-padrão.

	Pilates		Haste Vibratória		Valor p	Valor p
	Pré	Pós	Pré	Pós	(pré-pós)	Interação
TR_QF (s)	0,4 $\pm$ 0,1	0,46 $\pm$ 0,1	0,39 $\pm$ 0,05	0,47 $\pm$ 0,12	0,061	0,881
TPM_RF (s)	0,26 $\pm$ 0,12	0,27 $\pm$ 0,09	0,31 $\pm$ 0,21	0,27 $\pm$ 0,13	0,722	0,566
TM_RF (s)	0,14 $\pm$ 0,04	0,15 $\pm$ 0,05	0,18 $\pm$ 0,07	0,19 $\pm$ 0,09	0,345	0,800
TR_QE (s)	0,32 $\pm$ 0,06	0,43 $\pm$ 0,21	0,44 $\pm$ 0,12	0,46 $\pm$ 0,15	0,148	0,327
TPM_BF (s)	0,19 $\pm$ 0,05	0,29 $\pm$ 0,20	0,36 $\pm$ 0,11	0,37 $\pm$ 0,14	0,133	0,273
TM_BF (s)	0,13 $\pm$ 0,05	0,15 $\pm$ 0,05	0,10 $\pm$ 0,02	0,15 $\pm$ 0,09	0,053	0,273

Legenda: TR\_QF: tempo de reação dos flexores de quadril; TPM\_RF: tempo pré-motor do reto femoral; TM\_RF: tempo motor do reto femoral; TR\_QE: tempo de reação dos extensores de quadril; TPM\_BF: tempo pré-motor do bíceps femoral; TM\_BF: tempo motor do bíceps femoral

**Tabela 4.** Dados cinemáticos da marcha no período pré e pós treinos de ambos grupos (Método Pilates e Haste Vibratória). Dados apresentados em média  $\pm$  desvio-padrão.

	Pilates		Haste Vibratória		Valor p (pré-pós)	Valor p interação
	Pré	Pós	Pré	Pós		
Comprimento do passo (mm)	408,25 $\pm$ 111,28	402,99 $\pm$ 82,17	430,10 $\pm$ 140,23	469,75 $\pm$ 105,46	0,538	0,423
Ângulo do quadril (calcâneo) (graus)	8,99 $\pm$ 8,34	5,17 $\pm$ 2,53	6,72 $\pm$ 3,34	5,66 $\pm$ 3,34	0,156	0,413
Ângulo do quadril (hálux) (graus)	10,06 $\pm$ 8,81	5,31 $\pm$ 2,46	6,69 $\pm$ 3,46	5,68 $\pm$ 3,5	0,109	0,290
T10 (mm)	572,10 $\pm$ 76,63	379,56 $\pm$ 161,34	580,69 $\pm$ 246,29	248,59 $\pm$ 61,63	0,037	0,121
Velocidade (m/s)	0,83 $\pm$ 0,29	0,78 $\pm$ 0,23	0,79 $\pm$ 0,25	0,78 $\pm$ 0,24	0,530	0,746

Legenda: T10: deslocamento ântero-posterior do tronco representado pela trajetória do marcador localizado sobre a vértebra T10.



## 2.5 Discussão

---

O presente estudo mostrou que após 8 semanas de treinamento, com duas sessões semanais de 60 minutos/sessão, o método Pilates e o treinamento com haste vibratória foram semelhantes no aumento do torque extensor de quadril e na redução do deslocamento antero-posterior do tronco durante a marcha. Em relação as variáveis temporais (tempo de reação, tempo pré-motor e tempo motor) não foram observadas diferenças estatisticamente significantes após o treinamento de ambos grupos. Dessa forma, a hipótese do presente estudo foi parcialmente suportada.

O método Pilates é uma modalidade de treinamento que combina o fortalecimento e a flexibilidade muscular (SMITH e SMITH, 2005; BIRD, HILL e FELL, 2012). Contrariando o método tradicional de exercícios de resistência com base na formação dos músculos de uma forma isolada, o método Pilates tem uma abordagem holística, necessitando da ativação e coordenação dos vários grupos musculares de uma só vez (PILATES, 2001; IREZ et al., 2011). A utilização de faixas elásticas e bolas terapêuticas pode ter potencializado o efeito do treinamento com método Pilates no que diz respeito ao ganho de força muscular. Em estudo realizado por Petrofsky et al. (2005) foi observado que exercícios do método Pilates realizados com a resistência de faixa elástica são mais efetivos no aumento da força muscular do que aqueles exercícios do método Pilates sem a utilização da faixa. Mais recentemente, Irez et al., (2011) desenvolveram estudo utilizando tanto a faixa elástica quanto a bola terapêutica para o treinamento do método Pilates em idosos e observaram aumento da força muscular após 12 semanas de treino.

Por sua vez, o treinamento com estímulo vibratório tem mostrado ser uma outra alternativa eficiente ao método tradicional de exercícios de resistência, oferecendo a população idosa a vantagem de ser considerado como exercício de baixo impacto (MACHADO et al., 2010). O reflexo tônico de vibração é o fenômeno responsável pelos efeitos do estímulo vibratório sobre o sistema musculoesquelético (HALLAL, MARQUES e GONÇALVES, 2010b). A exposição do tecido muscular às ondas vibratórias é capaz de aumentar a taxa de disparo das fibras aferentes do tipo Ia com consequente excitação dos neurônios motores alfa ( $\alpha$ ) (SHINOHARA et al., 2005). Também é sugerido que as posturas

adotadas pelos voluntários durante o protocolo de treinamento são importantes na melhora do equilíbrio funcional em idosos (RUZENE, MORCELLI e NAVEGA, 2015).

Além disso, o aumento do torque extensor em ambos os grupos no período pós treino pode ser explicado por adaptações no sistema neuromuscular que desencadeiam melhorias nos padrões de recrutamento motor, tais como aumento do número de unidades motoras ativas e/ou aumento da frequência de disparo (KOMI, 2006). Apesar da ausência de diferença significativa na TAN do músculo bíceps femoral no período pós treino, é observada uma tendência de aumento dessa variável nesse período, especialmente no GP. A ausência de aumento significativo da TAN no período pós treino pode ter ocorrido devido ao reduzido número amostral após intervenção ou como resultado do modo de normalização da TAN. A diferença absoluta na amplitude do pico de ativação eletromiográfica (i.e. volts) no período pré e pós treino pode influenciar a TAN relativa (i.e. % picoEMG s<sup>-1</sup>).

Em relação as diferenças significantes terem sido observadas somente para os músculos extensores de quadril, é sugerido que no GP esse resultado seja decorrente do protocolo de treinamento executado, o qual apresenta uma exigência maior dos extensores de quadril para realização dos exercícios. Em relação ao GH, é sugerido que o protocolo de treinamento proposto gere uma perturbação no sentido antero-posterior, tanto pelo efeito vibratório como pelas posturais adotadas na execução dos exercícios (RUZENE, MORCELLI e NAVEGA, 2015). Os extensores de quadril desempenham função essencial na estabilização da pelve no sentido antero-posterior (KAPANDJI, 2009), resultando em maior exigência desse grupo muscular para manter o controle postural. No entanto, novos estudos precisam ser desenvolvidos no sentido de investigar tal hipótese.

Ainda pensando sobre desequilíbrio antero-posterior e extensores de quadril, foi observada uma redução do deslocamento do tronco, representado pela trajetória do marcador T10, durante a marcha no período pós treino para ambos grupos. A dinâmica de movimento do tronco é um importante indicador do declínio da função de marcha em idosos (KANG e DINGWELL, 2009). A redução do deslocamento antero-posterior no período pós treino reflete um aumento da estabilidade das idosas em ambos grupos de treinamento (KANG e DINGWELL, 2009). Os extensores de quadril possuem um importante papel no controle do equilíbrio dinâmico durante a marcha no plano sagital (WINTER et al., 1993), por isso a

redução do deslocamento antero-posterior do tronco no período pós treino pode ser consequente ao aumento do torque extensor.

No entanto, nenhuma outra alteração foi observada na cinemática da marcha. A marcha em esteira foi selecionada por tratar-se de uma marcha contínua, sem interrupções, tendo em vista que contínuas interrupções podem trazer efeitos adversos na análise do seu padrão (DINGWELL et al., 2001; PATERSON, LYTHGO e HILL, 2009). Porém, mesmo as idosas tendo sido familiarizadas com a marcha em esteira, a mesma pode resultar em maior cadência, menor comprimento e tempo do passo, bem como reduções na maioria dos ângulos articulares quando comparada a marcha em solo (WATT et al., 2010). Tais fatores podem não refletir corretamente a marcha em solo (WASS, TAYLOR e MATSAS, 2005). Por isso, a avaliação da marcha em esteira pode ter sido um fator limitante e ter subestimado a influência de ambos treinamentos em variáveis cinemáticas, como por exemplo a velocidade de marcha.

As variáveis temporais (tempo de reação, tempo pré motor e tempo motor) podem ser influenciadas pelo modo com que são avaliadas. Irez et al. (2011) avaliaram o tempo de reação através de um dispositivo com estímulo luminoso e sonoro, no qual o sujeito deveria apertar um botão o mais rápido possível assim que detectassem o estímulo visual/sonoro. Nesse estudo os autores concluíram que o treinamento com método Pilates foi efetivo na melhora do tempo de reação. No entanto, a metodologia utilizada no presente estudo difere da utilizada por Irez et al., (2011), o que sugere que o estímulo visual isolado, e contração uniaxial pode não ter sido sensível e específico para detectar diferenças entre o período pré e pós treino entre os grupos (LAROCHE et al., 2007; LAROCHE et al., 2010).

Outro fator importante a ser destacado é a frequência de treinamento, a qual tem influência direta sobre os resultados. Assim, para o presente estudo foram considerados somente os indivíduos que apresentassem uma frequência mínima de 75% (12 sessões), o que resultou em considerável redução do número amostral. A redução do número amostral foi apontada como fator limitante do estudo e menos evidenciada no grupo de treinamento com método Pilates. Acredita-se que a maior aderência das idosas ao treinamento com método Pilates seja decorrente da atual popularidade do método. O método Pilates é indicado para todas as faixas etárias, além de englobar diversos níveis de aptidão e habilidade física (KAESLER et al., 2007; KLOUBEC, 2010), o que o torna um treinamento bastante atrativo. Esse é um fator clinicamente relevante pois resulta em maior aderência e envolvimento social

dos indivíduos com o treinamento físico. Além disso, a frequência semanal de treinamento (2 vezes) pode ter minimizados os ganhos observados no pós treino, tendo em vista que esta não é considerada uma frequência alta de treinamento. Desta forma, resultados mais consistentes podem ser observados em indivíduos com maiores frequências semanais de treinamento.

## **2.6 Conclusão**

---

Conclui-se que tanto o método Pilates como o treinamento com haste vibratória são eficazes no aumento do torque extensor de quadril e na redução do deslocamento antero-posterior do tronco durante a marcha de idosas. O aumento do torque extensor é importante para o melhor desempenho em atividades funcionais e a redução do deslocamento antero-posterior do tronco sugere uma maior estabilidade das idosas na marcha após o treinamento. Sendo assim, sugere-se a implementação dessas duas estratégias de treinamento na prevenção e reabilitação de capacidades físico-funcionais em idosas.

### **Conflito de interesse**

Não há conflitos de interesse que possam enviesar os resultados do presente estudo

### **Agradecimentos**

O presente estudo recebeu suporte financeiro do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), Coordenadoria de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) e Fundação para o Desenvolvimento da UNESP (FUNDUNESP).

## 2.7 Referências

---

AAGAARD, P.; SIMONSEN, E.B.; ANDERSEN, J.L.; MAGNUSSON, P.; DYHRE-POULSEN, P. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. **J Appl Physiol.**, v.93, n.4, p.1318–1326, 2002.

AAGAARD, P.; SUETTA, C.; CASEROTTI, P.; MAGNUSSON, S.P.; KJAER, M. Role of the nervous system in sarcopenia and muscle atrophy with aging: strength training as a countermeasure. **Scand J Med Sci Sports.**, v.20, n.1, p.49-64, 2010.

ANDRIACCHI, T.P.; MIKOSZ, R.P. Musculoskeletal dynamics, locomotion, and clinical applications. In: Mow VC, Hayes WC, eds. *Basic Orthopaedic Biomechanics*. New York, NY: Raven Press; p.51–92, 1991.

BENTO, P.C.B.; PEREIRA, G.; UGRINOWITSCH, C.; RODACKI, A.L.F. Peak torque and rate of torque development in elderly with and without fall history. **Clin Biomech.**, v.25, p.450–454, 2010.

BIRD, M.L.; HILL, K.D.; FELL, J.W. A randomized controlled study investigating static and dynamic balance in older adults after training with Pilates. **Arch Phys Med Rehabil.**, v.93, n.1, p.43-49, 2012.

CARDA; S.; INVERNIZZI, M.; COGNOLATO, G.; PICCOLI, E.; BARICICH, A.; CISARI, C. Efficacy of a hip flexion assist orthosis in adults with hemiparesis after stroke. **Phys Ther.**, v.92, n.5, p.734-739, 2012.

CRESS, M.E.; MEYER, M. Maximal voluntary and functional performance levels needed for independence in adults aged 65 to 97 years. **Phys Ther.**, v.83, p.37–48, 2003.

CROZARA, L.F.; MORCELLI, M.H.; MARQUES, N.R.; HALLAL, C.Z.; SPINOSO, D.H.; ALMEIDA NETO, A.F.; CARDOZO, A.C.; GONÇALVES, M. Motor readiness and joint torque production in lower limbs of older women fallers and non-fallers. **J Electromyogr Kinesiol.**, v.23, n.5, p.1131-1138, 2013.

CURI PÉREZ, V.S.; HAAS, A.N.; WOLFF, S.S. Analysis of activities in the daily lives of older adults exposed to the Pilates Method. **J Bodyw Mov Ther.**, v.18, n.3, p.326-331, 2014.

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.

FERRUCCI, L.; GURALNIK, J.M.; BUCHNER, D.; KASPER, J.; LAMB, S.E.; SIMONSICK, E.M.; CORTI, M.C.; BANDEEN-ROCHE, K.; FRIED, L.P. Departures from linearity in the relationship between measures of muscular strength and physical performance of the lower extremities: the Women's Health and Aging Study. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.*, v.52, p.M275-M285, 1997.

GONÇALVES, M.; MARQUES, N.R.; HALLAL, C.Z.; VAN DIEËN, J.H. Electromyographic activity of trunk muscles during exercises with flexible and non-flexible poles. *J Back Musculoskelet Rehabil.*, v.24, n.4, p.209-214, 2011.

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

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

HALLAL, C.Z.; MARQUES, N.R.; SPINOSO, D.H.; KARUKA, A.H.; CIRQUEIRA, R.T.; CROZARA, L.F.; MORCELLI, M.H.; GONÇALVES, M. Variabilidade eletromiográfica dos músculos dos membros inferiores de idosas ativas durante marcha com dupla tarefa antes e após treinamento de equilíbrio com haste vibratória. *Ter Man.*, v.11, n.52, p.241-247, 2013.

HALLAL, C.Z.; MARQUES, N.R.; SPINOSO, D.H.; CIRQUEIRA, R.T.; MORCELLI, M.H.; CROZARA, L.F.; GOLÇALVES, M. Efeito do treinamento com haste vibratória na biomecânica da marcha com dupla-tarefa em idosas. *Rev Bras Med Esporte*, v.20, n.6, p.476-480, 2014.

HARTMANN, A.; KNOLS; R.; MURER, K.; BRUIN, E.D. Reproducibility of an Isokinetic Strength-Testing Protocol of the Knee and Ankle in Older Adults. *Gerontology*, n.55, p.259–268, 2009.

HONG, J.; KIM, J.W.; CHUNG, H.Y.; KIM, H.H.; KWON, Y.; KIM, C.S.; HO, Y.J.; EOM, G.M.; JUN, J.H.; PARK, B.K. Age-gender differences in the reaction times of ankle muscles. **Geriatr Gerontol Int.**, v.14, p.94-99, 2014.

IREZ, G.B.; OZDEMIR, R.A.; EVIN, R.; IREZ, S.G.; KORKUSUZ, F. Integrating Pilates exercise into an exercise program for 65+ year-old women to reduce falls. **Journal of Sports Science and Medicine**, v.10, p.105-111, 2011.

KAESLER, D.S.; MELLINFONT, R.B.; SWETE, K.; TAAFFE, D.R. A novel balance exercise program for postural stability in older adults: a pilot study. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v.11, n.1, p.37-43, 2007.

KANG, H.G.; DINGWELL, J.B. Dynamic stability of superior vs. inferior segments during walking in young and older adults. **Gait Posture**, v.30, p.260-263, 2009.

KAPANDJI, I. A. Anatomia Funcional 2 - Membro Inferior. 6. ed. Guanabara-Koogan, 2011.

KLOUBEC, J.A. Pilates for improvement of muscle endurance, flexibility, balance, and posture. **J Strength Cond Res.**, v.24, n.3, p.661-667, 2010.

KOMI, P.V Força e potência no esporte. 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 2006.

LAROCHE, D.P.; KNIGHT, C.A.; DICKIE, J.L.; LUSSIER, M.V.; ROY, S.J. Explosive force and fractionated reaction time in elderly low and high active women. **Med Sci Sports Exerc.**, v.39, n.9, p.1659–1665, 2007.

LAROCHE, D.P.; ROY, S.J.; KNIGHT, C.A.; DICKIE, J.L. Elderly women have blunted response to resistance training despite reduced antagonist coactivation. **Med Sci Sports Exerc.**, v.40, n.9, p.1660-1668, 2008.

LAROCHE, D. P.; CREMIN, K. A.; GREENLEAF, B.; CROCE, R. V. Rapid torque development in older female fallers and nonfallers: A comparison across lower-extremity muscles. **J Electromyogr Kinesiol.**, v. 20, p.482–488, 2010.

MACHADO, A.; GARCIA-LOPEZ, D.; GONZALEZ-GALLEGO, J.; GARATACHEA, N. Whole-body vibration training increases muscle strength and mass in older women: a randomized-controlled trial. **Scand J Med Sci Sports**, v.20, p.200-207, 2010.



MANINI, T.M.; CLARK, B.C. Dynapenia and aging: an update. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci.**, v.67, n.1, p.28-40, 2012.

MARKO, M.; NEVILLE, C.G.; PRINCE, M.A.; PLOUTZ-SNYDER, L.L. Lower-extremity force decrements identify early mobility decline among community-dwelling older adults. **Phys Ther.**, v.92, n.9, p.1148-1159, 2012.

MARQUES, N.R.; LAROCHE, D.P.; HALLAL, C.Z.; CROZARA, L.F.; MORCELLI, M.H.; KARUKA, A.H.; NAVEGA, M.T.; GONÇALVES, M. Association between energy cost of walking, muscle activation, and biomechanical parameters in older female fallers and non-fallers. **Clinical Biomechanics**, v.28, p.330–336, 2013.

MORCELLI, M.H.; CROZARA, L.F.; ROSSI, D.M.; LAROCHE, D.P.; MARQUES, N.R.; HALLAL, C.Z.; CASTRO, A.; CARDOZO, A.C.; GONÇALVES, M.; NAVEGA, M.T. Hip muscles strength and activation in older fallers and non-fallers. **Isokinetics and Exercise Science**, v.22, n.3, p.191-196, 2014.

NADEAU, S.; MCFADYEN, B.J.; MALOUIN, F. Frontal and sagittal plane analyses of the stair climbing task in healthy adults aged over 40 years: what are the challenges compared to level walking? **Clin Biomech.**, v.18, n.10, p.950-959, 2003.

NEUMANN, D.A. Kinesiology of the Hip: A Focus on Muscular Actions. **J Orthop Sports Phys Ther.**, v.40, n.2, p.82-94, 2010.

PATA, R.W.; LORD, K.; LAMB, J. The effect of Pilates based exercise on mobility, postural stability, and balance in order to decrease fall risk in older adults. **Journal of Bodywork & Movement Therapies**, v.18, p.361-367, 2014.

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.

PAVOL ,M. J.; OWINGS, T.M.; FOLEY ,K.T.; GRABINER, M.D. Influence of lower extremity strength of healthy older adults on the outcome of an induced trip. **Journal of the American Geriatrics Society**, v.50, n.2, p.256-262, 2002.

PETROFSKY, J.; MORRIS, A.; BONACCI, J.; HANSON, A.; JORRITSMA R.; HILL, J. Muscle use during exercise: a comparison of conventional weight equipment to Pilates with

and without a resistive exercise device. **The Journal of Applied Research**, v.5, n.1, p.160-173, 2005.

PILATES, S. Comprehensive mat work manual. Canada, Toronto; Merrithew cooperation, 2001.

RANTANEN,T; GURALNIK, J.M.; IZMIRLIAN, G.; WILLIAMSON, J.D.; SIMONSICK, E.M.; FERRUCCI, L.; FRIED, L.P. Association of muscle strength with maximum walking speed in disabled older women. **Am J Phys Med Rehabil.**, v.77, p.299-305, 1998.

RUZENE, J.R.S.; MORCELLI, M.H.; NAVEGA, M.T. Equilibrium in women with osteoporosis submitted to balance training with and without an oscillating vibratory pole. **Journal of Bodywork & Movement Therapies**, v.1, p.1-7, 2015.

SADEGHI , H.; ALLARD, P.; PRINCE, F.; LABELLE, H. Symmetric and limb in able-bodied gait: a review. *Gait and Posture*. **Oxford**, v.12, n.1, p.34-45, 2000.

SAMUEL, D.; ROWE, P.; HOOD, V.; NICOL, A. The biomechanical functional demand placed on knee and hip muscles of older adults during stair ascent and descent. **Gait Posture**, v.34, n.2, p.239-244, 2011.

SCHMIDTBLEICHER, D.; BUEHRLE M. Neuronal adaption and increase of cross-sectional area studying different strength training methods. in *Biomechanics X-B*, ed Johnson B. (Human Kinetics, Champaign, IL), pp 615–620, 1987.

SHINOHARA, M. Effects of prolonged vibration on motor unit activity and motor performance. **Med Science Sports Exerc.**, v.37, p.2120-2125, 2005. Equilibrium in women with osteoporosis submitted to balance training with and without an oscillating vibratory pole

SMITH, K.; SMITH, E. Integrating Pilates-based core strengthening into older adult fitness programs. **Topics in Geriatric Rehabilitation**, v.21, n.1, p.57–67, 2005.

STEVENS, J.E.; STACKHOUSE, S.K.; BINDER-MACLEOD, S.A.; SNYDER-MACKLER, L. Are voluntary muscle activation deficits in older adults meaningful? **Muscle Nerve.**, v.27, p.99–101, 2003.

WASS, E.; TAYLOR, N.F.; MATSAS, A. Familiarization to treadmill walking in unimpaired older people. **Gait & Posture**, v.21, n.1, p.72–79, 2005.

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.

WINTER, D.A.; MACKINNON, C.D.; RUDER, G.K.; WIEMAN, C. An integrated EMG/biomechanical model of upper body balance and posture during human gait. **Prog Brain Res.**,v.97, p.359-367, 1993.

WINTER, A.D. *Biomechanics and motor control of human movement*. 2nd ed. Waterloo: A Wiley-Interscience Publication; 1990.

### 3. ESTUDO 3:

---

## **AUMENTO DA FORÇA E POTÊNCIA MUSCULAR DO QUADRIL DE IDOSAS APÓS TREINAMENTO COM MÉTODO PILATES E COM HASTE VIBRATÓRIA**

Mary Hellen Morcelli<sup>a</sup>, Luciano Fernandes Crozara<sup>a</sup>, Denise Martineli Rossi<sup>b</sup>, Nise Ribeiro Marques<sup>c</sup>, Camilla Zamfolini Hallal<sup>d</sup>, Mauro Gonçalves<sup>a</sup>, Marcelo Tavella Navega<sup>c</sup>

<sup>a</sup> Departamento de Educação Física, Universidade Estadual Paulista, São Paulo, Brasil

<sup>b</sup> Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, São Paulo, Brasil

<sup>c</sup> Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Estadual Paulista, São Paulo, Brasil

<sup>d</sup> Departamento de Fisioterapia, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil

### 3.1 Resumo

---

*Introdução:* A força e potência muscular dos flexores e extensores de quadril é menor em idosas com histórico de quedas quando comparadas a idosas sem histórico de queda. A prática regular de atividade física tem resultado na melhora do padrão de recrutamento neuromuscular e conseqüente aumento da força e potência muscular, por isso a utilização de protocolos de treinamentos específicos para idosos podem resultar em melhora da mobilidade e redução do número de quedas. O método Pilates e o treinamento com haste vibratória tem sido propostos recentemente como método de fortalecimento muscular para idosos.

*Objetivo:* Comparar os efeitos do fortalecimento por meio do método Pilates e pelo treinamento com haste vibratória no torque e potência muscular dos flexores e extensores de quadril, bem como a atividade eletromiográfica dos músculos do tronco e quadril.

*Métodos:* Foram avaliadas 21 idosas divididas em dois grupos, grupo Pilates (n=12) e grupo Haste (n=9). Foi realizada uma avaliação inicial e após 8 semanas de ambos treinamentos as idosas foram reavaliadas. Na avaliação foram determinados o torque e potência muscular dos flexores e extensores de quadril realizando 5 contrações isocinéticas concêntricas utilizando um dinamômetro isocinético. O dinamômetro isocinético estava sincronizado a um eletromiógrafo, onde foi analisada a atividade elétrica do músculo reto femoral, bíceps femoral e glúteo máximo, além da razão de ativação oblíquo interno/multífido nos movimentos de flexão e extensão de quadril. Na análise estatística foi aplicado o teste two-way MANCOVA mista (Grupo X Avaliação), considerando a idade como covariável.

*Resultados:* O grupo Pilates apresentou aumento de 21%, 20% e 22% no período pós treino para a potência dos flexores, para o torque extensor e para a potência dos extensores respectivamente, enquanto que no grupo Haste esse valores foram respectivamente de 20%, 8% e 4% ( $p=0,013$ ,  $p=0,005$ ,  $p=0,036$ , respectivamente). Além disso ambos os grupos apresentaram redução da ativação do músculo glúteo máximo no período pós treino ( $p=0,046$ ). O grupo Pilates e o grupo Haste apresentam respostas semelhantes no período pós treino.

*Conclusão:* O treinamento com método Pilates e com haste vibratória aumentam o torque extensor de quadril e a potência muscular dos flexores e extensores de quadril em idosas, além de reduzir a ativação do músculo glúteo máximo durante o movimento de extensão de quadril.

**palavras-chave:** Pilates, haste vibratória, força muscular, idosos, potência

### 3.2 Introdução

---

Declínios na força e potência muscular dos membros inferiores tem sido associados a instabilidade na marcha em indivíduos idosos, o que predispõe essa população a alta incidência de quedas (HARTMANN et al., 2009; CLARK et al., 2011). A articulação do quadril tem sido priorizada em idosos como estratégia de restabelecer o equilíbrio, uma vez que os músculos do tornozelo, que são os responsáveis pela estratégia primária de controle postural, encontram-se mais comprometidos nessa população (LEAVEY, SANDREY e DAHMER, 2010). Além disso, a articulação do quadril merece atenção especial tendo em vista que durante atividades funcionais como sentar, levantar e subir escada, idosos chegam a atingir altas porcentagens de sua capacidade máxima de produção de força (NEUMANN, 2010; SAMUEL, ROWE e NICOL, 2013; CARDA et al., 2012; NADEAU, MCFADYEN e MALOUIN, 2003). Essa alta demanda muscular para realizar atividades de vida diária pode desencadear fadiga nos músculos que envolvem a articulação do quadril e aumentar o índice de quedas nessa população.

Neste sentido, estudo prévio mostra que idosas caídas apresentam torque extensor de quadril 9% menor que idosas sem histórico de quedas no último ano, além de menor potência muscular na flexão e extensão de quadril (7% e 13% menores respectivamente) (MORCELLI et al., 2014). Assim, a prática regular de atividade física durante o processo de envelhecimento tem sido apontada como um importante fator preventivo para perda de capacidades físico-funcionais, para a manutenção/melhora de equilíbrio e mobilidade, bem como na redução do número de quedas (FARIA et al., 2003; MADUREIRA et al., 2007; SHERRINGTON et al., 2008; HYUN, HWANGBO e LEE, 2014).

Diversas são as técnicas terapêuticas que tem resultado na melhora da força muscular de membros inferiores e redução do número de quedas em idosos, entre elas destacamos o método Pilates e o treinamento com haste vibratória (HALLAL, MARQUES e GONÇALVES, 2010a; IREZ et al., 2011; HALLAL et al., 2013; PATA, LORD e LAMB, 2014).

Alguns autores definem o método Pilates como sendo um exercício que permite os indivíduos participarem mais plenamente de suas atividades de vida diária, uma vez que, em uma perspectiva clínica, ele é composto por uma sinergia de padrões de movimentos que

envolvem contrações concêntricas, excêntricas e isométricas, sendo esses padrões de movimento comumente observados em atividades funcionais (CURI PÉREZ, HAAS e WOLFF, 2014; PATA, LORD e LAMB, 2014). Além disso, esse método tem mostrado resultado na melhora da força dos músculos estabilizadores do tronco bem como da cintura escapular e pélvica (ROSSI et al., 2014; PATA, LORD e LAMB, 2014). A melhora da força dos músculos estabilizadores permite um aumento da estabilidade proximal e conseqüentemente um fortalecimento dos músculos dos membros superiores e inferiores com maior controle e precisão o que resultará em maior mobilidade distal nesses indivíduos (PATA, LORD e LAMB, 2014).

A vibração como método de treinamento e reabilitação tem sido considerada promissora na melhora de capacidades físicas com aumento significativo da força e potência muscular (CORMIE et al., 2006; DAVID et al., 2008). A realização de protocolos de exercícios utilizando a haste vibratória como instrumento para o treinamento e reabilitação tem mostrado melhora no padrão de ativação de músculos estabilizadores do tronco (HALLAL, MARQUES e GONÇALVES, 2010a; GONÇALVES et al., 2011; MARQUES et al., 2013a), que semelhante ao método Pilates pode resultar em melhora do padrão de recrutamento motor dos músculos proximais e fortalecer os músculos distais com maior controle e precisão.

Desta forma, a investigação da influência desses dois tipos de treinamento nas capacidades neuromusculares da articulação do quadril é de extrema importância a fim de propor protocolos de treinamento e reabilitação que visem reduzir o número de quedas em idosos e melhorar a mobilidade e qualidade de vida dessa população. Até o presente momento não foram desenvolvidos estudos que respondam a essa questão. Sendo assim, o presente estudo objetivou avaliar a força e potência muscular dos flexores e extensores de quadril, bem como a atividade eletromiográfica dos músculos oblíquo interno, multífido, reto femoral, glúteo máximo e bíceps femoral de idosas submetidas a 8 semanas de treinamento com método Pilates ou com haste vibratória.

A hipótese do presente estudo é que ambos treinamentos serão capazes de melhorar o torque e potência muscular dos flexores e extensores de quadril, bem como aumento da atividade eletromiográfica do músculo reto femoral, bíceps femoral e glúteo máximo. Ainda, tendo em vista que os treinamentos com o Método Pilates e com haste vibratória já

comprovaram sua eficiência em aumentar a atividade mioelétrica do músculo oblíquo interno (GONÇALVES et al., 2011; MARQUES et al., 2013a; ROSSI et al., 2014), acredita-se que ocorrerá uma maior razão oblíquo interno e multifido (OI/Mu) após 8 semanas de ambos os treinamentos, porém com maior ênfase no grupo de idosas submetidas ao treinamento com o Método Pilates, devido ao princípio "Centrando", o qual exige a contração isométrica do músculo oblíquo interno e transverso abdominal durante toda a execução dos exercícios (MARQUES et al., 2013a; ROSSI et al., 2014).



### 3.3 Métodos

---

#### 3.3.1 Sujeitos

O presente estudo recrutou 37 voluntários do gênero feminino, na faixa etária de 60 a 85 anos, que foram divididas aleatoriamente, por meio de sorteio, em 2 grupos de treinamento: grupo de idosas que realizaram treinamento com o Método Pilates (GP; n=19) e grupo de idosas que realizaram o treinamento com a haste vibratória (GH; n=18). As voluntárias foram recrutadas em grupos comunitários de atividade física (deveriam realizar pelo menos duas horas de atividade física recreacional semanalmente). Segundo cálculo amostral, com base nos dados de média e desvio padrão do torque extensor de quadril de idosas caidoras ( $1,23 \pm 0,46$ ) e não caidoras ( $1,41 \pm 0,35$ ), em estudo previamente realizado por nosso grupo de pesquisa (poder = 0,90; tamanho do efeito = 1,30;  $\alpha$  erro = 0,05), a amostra deveria ser composta por 22 voluntários. Para o presente estudo foram considerados os dados de idosas que obtivessem uma frequência mínima de treinamento de 75% (12 sessões). Desta forma, ao final do treinamento foram considerados 12 voluntárias no GP e 9 voluntárias no GH.

Os critérios de exclusão adotados no presente estudo foram dor, fratura ou lesões graves em tecidos moles nos 6 meses pregressos ao estudo, histórico de disfunções neurológicas, cardiovasculares ou respiratórias, neuropatias periféricas ou vestibulares, alterações cognitivas ou mentais (definido como a pontuação do Mini Exame do Estado Mental < 20), ou comprometimento do equilíbrio (definido como pontuação na escala de Equilíbrio de Berg < 36) (MARQUES et al., 2013b).

A tabela 1 apresenta a caracterização dos dois grupos submetidos aos dois tipos de treinamento (Pilates e Haste Vibratória). Tendo em vista que a idade foi considerada significativamente menor no grupo de idosas que realizaram treinamento com método Pilates, a mesma foi utilizada como covariável durante a análise estatística dos demais dados.

**Tabela 1.** Caracterização da amostra. Dados apresentados em média  $\pm$  desvio-padrão.

	<b>Pilates</b>	<b>Haste Vibratória</b>	<b>Valor p</b>
Idade (anos)	64,58 $\pm$ 3,50	72,55 $\pm$ 8,57	0,009
Massa corporal (kg)	65,09 $\pm$ 7,10	63,15 $\pm$ 8,74	0,582
Estatura (m)	1,52 $\pm$ 0,05	1,53 $\pm$ 0,04	0,814
IMC (Kg/m <sup>2</sup> )	27,87 $\pm$ 2,81	26,97 $\pm$ 4,78	0,594
EEB	54,50 $\pm$ 0,90	55,22 $\pm$ 1,71	0,226
MEEM	23,33 $\pm$ 3,55	24,55 $\pm$ 3,16	0,424

Legenda: IMC: índice de massa corporal; EEB: escala de equilíbrio de Berg; MEEM: mini exame do estado mental.

O presente estudo foi aprovado em comitê de ética local (CEP 037/2012) e todas as voluntárias assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

### 3.3.2 Procedimentos de avaliação e treinamento

As voluntárias compareceram ao laboratório em um único dia para a realização dos procedimentos de coleta de dados (avaliação inicial). A avaliação inicial consistia de um teste dinamométrico, o qual era realizado de forma sincronizada a uma avaliação eletromiográfica. Os treinamentos dos grupos GP e GH foram iniciados na semana seguinte a avaliação inicial e tiveram duração de 8 semanas consecutivas, com 2 sessões semanais de 60 minutos cada. Os mesmos procedimentos da avaliação inicial foram realizados após o período de 8 semanas de treinamento (pós treino), respeitando um intervalo mínimo de 5 dias após o último treino.

### 3.3.2.1 Avaliação dinamométrica

A avaliação dinamométrica foi realizada em um dinamômetro isocinético System 4 PRO (Biodex®, New York, USA). Previamente a avaliação dinamométrica, as voluntárias realizaram cinco minutos de aquecimento em esteira ergométrica na velocidade de preferência conforme protocolo previamente determinado (MORCELLI et al., 2014; MARQUES et al., 2013b; CROZARA et al., 2013). A familiarização com o dinamômetro isocinético foi realizada após o aquecimento e previamente a avaliação isocinética. Houve um intervalo de 20 minutos entre a familiarização e a avaliação isocinética. A familiarização constituiu do mesmo protocolo de coleta de dados, porém com contrações submáximas (MORCELLI et al., 2014; MARQUES et al., 2013b; CROZARA et al., 2013).

As voluntárias realizaram os movimentos de flexão e extensão de quadril e foram orientadas a empurrar o equipamento o mais rápido e forte possível. Os comandos de estímulo verbal foram padronizados para todas as voluntárias, sendo utilizada somente a palavra "força" como estímulo.

O protocolo de avaliação foi executado no membro dominante de cada voluntária, o qual foi definido por meio de um protocolo de lateralidade do membro inferior que consistiu na execução de três tarefas: chutar uma bola, subir um degrau e a resposta do membro inferior após sofrer um deslocamento anterior e posterior inesperado. Cada tarefa foi realizada três vezes (SADEGHI et al., 2000).

As voluntárias foram posicionadas no dinamômetro em decúbito supino e o eixo rotacional do dinamômetro foi alinhado com o eixo articular do quadril (trocânter maior do fêmur). A alavanca do dinamômetro foi posicionada 5 cm acima da borda superior da patela. A cintura pélvica e o membro inferior contralateral foram fixados por cintos (MORCELLI et al., 2014). Foram realizadas 5 contrações isocinéticas na velocidade de 30°/s e 5 contrações na velocidade de 120°/s. As contrações foram realizadas no modo concêntrico-concêntrico com um intervalo de 5 minutos entre as diferentes velocidades. O teste foi iniciado com o quadril flexionado a 10°. O torque flexor do quadril foi avaliado com o movimento sendo realizado a partir da posição inicial de 10° de flexão de quadril para a posição de 60° de flexão do quadril, enquanto o torque extensor do quadril foi avaliado com o movimento sendo

realizado da posição de 60° de flexão do quadril para a posição de 10° de flexão do quadril (MORCELLI et al., 2014). A frequência de amostragem foi de 2000 Hz.

### 3.3.2.2 Eletromiografia

Os sinais eletromiográficos foram sincronizados com a dinamometria por meio da placa de sincronização de sinais biológicos NorBNC (Noraxon®, Phoenix, USA). Foram utilizados eletrodos de superfície de Ag/AgCl (Miotec®, Porto Alegre, BRA), em configuração bipolar, com área de captação de 1cm de diâmetro e distância intereletrodos fixa de 2cm. Previamente a colocação dos eletrodos, foi realizada a tricotomia e limpeza da pele com álcool, como forma de evitar possíveis interferências no sinal eletromiográfico (CROZARA et al., 2013; MORCELLI et al., 2014).

Para a captação dos sinais eletromiográficos durante a avaliação dinamométrica foi utilizado um eletromiógrafo por telemetria (TM900, Noraxon®, Phoenix, USA) de 16 canais, software da Myoresearch (Noraxon®, Phoenix, USA), programado com frequência de amostragem de 2000 Hz, com ganho total de 2000 vezes (20 vezes no sensor e 100 vezes no equipamento), modo de rejeição comum >100 dB (60 Hz), placa analógico-digital de 16 bits, ruído de base <1  $\mu$ V RMS e entrada diferencial de impedância >10 M $\Omega$ .

Os eletrodos foram posicionados sobre os músculos: oblíquo interno (OI), multífido (Mu), reto femoral (RF), glúteo máximo (GM) e bíceps femoral (BF) conforme as normas do SENIAM e estudo previamente realizado por nosso grupo de pesquisa (HERMENS et al., 2000; MARQUES et al., 2013a; MORCELLI et al., 2014). Um eletrodo de referência foi colocado sob o maléolo lateral.

### 3.3.2.3 Treinamentos

O treinamento com o Método Pilates foi conduzido em grupo, por dois fisioterapeutas especialistas no método. As sessões foram compostas de exercícios do Método Pilates na categoria solo, utilizando faixas elásticas e bolas terapêuticas. O treinamento iniciou com a aprendizagem prévia dos princípios do método, entre eles o "Centrando", o qual exige a

contração isométrica do músculo oblíquo interno e transverso abdominal durante toda a execução dos exercícios (MARQUES et al., 2013a; ROSSI et al., 2014). Sendo assim, a evolução do treinamento ocorreu de forma progressiva, sendo que durante a 1ª e 2ª semanas foram realizados exercícios de nível I enfatizando a aprendizagem dos princípios da técnica; 3ª e 4ª semanas exercícios de nível I e introdução de exercícios com níveis de dificuldade superior utilizando bolas e faixas (nível II); 5ª e 6ª semanas foram realizados exercícios de nível I, II e iniciado exercícios de nível III que englobam cadeia cinética aberta e exercícios específicos para a articulação do quadril; e por fim na 7ª e 8ª semanas realizados somente exercícios de nível III e específicos para a articulação do quadril. Na 1ª e 2ª semanas foram realizados 4 exercícios em média e treinamento dos princípios, enquanto nas demais foram realizados de 8-10 exercícios.

O treinamento com haste vibratória utilizou hastes com 1.6 m de comprimento e massa de 0.63 kg. A haste foi oscilada a uma frequência aproximada de 5Hz, garantida por meio de estímulos sonoros de um metrônomo (Metronome Quartz®) calibrado em 300 bpm. As voluntárias foram familiarizadas a frequência de oscilação da haste e em seguida os exercícios foram executados com grau de dificuldade crescente entre as sessões de treinamento (HALLAL, MARQUES e GONÇALVES, 2010a; HALLAL et al., 2013; HALLAL et al., 2014). Na 1ª e 2ª semanas foram realizados exercícios oscilando a haste a frente do tronco e acima da cabeça com apoio bipodal e base alargada; entre a 3ª e 5ª semanas os exercícios foram realizados com a base de apoio reduzida, sendo que os voluntários deveriam manter os pés juntos durante a execução dos mesmos; e entre a 6ª e 8ª semanas exercícios com apoio unipodal, variando a posição da perna suspensa tanto anterior, lateral, como posteriormente. Em média eram realizados 5 exercícios por sessão, sendo que cada exercício deveria ser executado três vezes, mantendo a posição por 30 segundos.

### 3.3.4 Análise de dados

Os dados de torque e eletromiografia foram analisados utilizando rotinas específicas desenvolvidas em ambiente Matlab (Mathworks®).

O sinal do torque foi suavizado com um filtro Butterworth de 4ª ordem com frequência de corte de 3 Hz. A primeira contração de flexão e extensão de quadril de cada velocidade foi

eliminada, sendo considerada para análise as 4 contrações seguintes. O pico de torque foi definido como o valor máximo do torque articular obtido durante as 4 contrações isocinéticas na velocidade de 30°/s, enquanto a potência foi obtida durante as 4 contrações isocinéticas na velocidade de 120°/s. O torque e potência foram normalizados pela massa corporal (CROZARA et al., 2013; MORCELLI et al., 2014). Além do torque e da potência também foi calculada a razão do pico de torque flexor/extensor.

O sinal eletromiográfico foi filtrado utilizando um filtro Butterworth, passa banda de 20-500 Hz, de 4ª ordem. Em seguida, o sinal foi retificado e suavizado usando um filtro passa baixa de 4ª ordem com frequência de corte de 3 Hz. Desta forma, foi obtido o envelope linear do sinal eletromiográfico em uma janela de 100 ms no momento do pico de torque (50 ms antes e 50 ms após o pico de torque) para os músculos OI, Mu, RF, GM e BF. A ativação do RF foi analisada nos 100 ms do pico de torque flexor do quadril. O GM e BF foram analisados nos 100 ms do pico de torque extensor do quadril. Para análise da atividade eletromiográfica do OI e Mu foi realizada a razão OI/Mu nos 100 ms do pico de torque flexor e extenso do quadril (MORCELLI et al., 2014).

O envelope linear foi normalizado pelo pico de ativação durante a contração isométrica voluntária máxima.

#### 3.3.4 Análise estatística

Para todas as análises estatísticas foi utilizado o pacote estatístico PASW 18.0 (SPSS Inc.). Inicialmente foi realizado o teste estatístico de Shapiro-Wilk para verificar a normalidade de distribuição dos dados. O teste estatístico MANOVA foi utilizado para comparar as variáveis de caracterização da amostra. Foram consideradas variáveis dependentes os dados de torque muscular, potência muscular e ativação muscular. Sendo assim, para comparar os efeitos dos treinamentos nas variáveis dependentes foi aplicado um teste two-way MANCOVA mista (Grupo X Avaliação), considerando a idade como uma covariável. O grupo foi considerado fator dependente e avaliação considerada como medida repetida.

### 3.4 Resultados

---

A tabela 2 mostra que a potência muscular dos flexores de quadril aumentou em 21% e 20% no período pós treino comparado ao pré treino para o GP e GH respectivamente, sendo que ambos grupos responderam de forma semelhante ao treinamento ( $p=0,458$ ). Além disso, aumentos significantes foram observados no torque e potência dos extensores de quadril em ambos grupos, também apresentando respostas semelhantes ao tratamento ( $p=0,2$  e  $p=0,135$  respectivamente). O torque extensor de quadril foi 20% e 8% significativamente maior no GP e GH respectivamente no período pós treino quando comparado ao pré treino, enquanto a potência foi 22% e 4% (tabela 2).

Em relação a atividade eletromiográfica dos músculos analisados, foi observada diferença estatisticamente significativa entre o período pré e pós treino somente para o GM, o qual mostrou uma redução na porcentagem de ativação máxima no período pós treino em torno de 35% no GP e 30% no GH, sendo essa resposta equivalente para os dois grupos ( $p=0,54$ ) (tabela 3).

**Tabela 2.** Valores de torque e potência dos flexores extensores de quadril no período pré e pós treino de ambos grupos (Método Pilates e Haste Vibratória). Dados apresentados em média  $\pm$  desvio-padrão.

	Pilates		Haste Vibratória		Valor p (pré-pós)	Valor p interação
	Pré	Pós	Pré	Pós		
Torque_QF (N m kg <sup>-1</sup> )	0,97 $\pm$ 0,39	0,84 $\pm$ 0,28	0,69 $\pm$ 0,19	0,64 $\pm$ 0,23	0,158	0,576
Potência_QF (W kg <sup>-1</sup> )	1,6 $\pm$ 0,64	2,03 $\pm$ 0,83	0,96 $\pm$ 0,42	1,21 $\pm$ 0,41	0,013	0,458
Torque_QE (N m kg <sup>-1</sup> )	2,13 $\pm$ 0,79	2,66 $\pm$ 0,72	2,47 $\pm$ 0,74	2,69 $\pm$ 0,87	0,005	0,200
Potência_QE (W kg <sup>-1</sup> )	3,34 $\pm$ 1,3	4,3 $\pm$ 1,29	4,85 $\pm$ 1,93	5,03 $\pm$ 1,94	0,036	0,135

Legenda: Torque\_QF: torque flexor de quadril; Potência\_QF: potência dos flexores de quadril; Torque\_QE: torque extensor de quadril; Potência\_QE: potência dos extensores de quadril; Razão QF/QE: razão de torque flexor/extensor.



**Tabela 3.** Valores de ativação muscular no 100 ms do pico de torque no período pré e pós treino de ambos grupos (Método Pilates e Haste Vibratória). Dados apresentados em média  $\pm$  desvio-padrão.

	Pilates		Haste Vibratória		Valor p (pré-pós)	Valor p interação
	Pré	Pós	Pré	Pós		
RF (% pEMG)	66,96 $\pm$ 24,81	78,99 $\pm$ 27,27	80,11 $\pm$ 14,83	73,82 $\pm$ 26,61	0,698	0,223
OI/Mu (QF)	4,34 $\pm$ 3,36	4,38 $\pm$ 2,91	5,71 $\pm$ 3,86	2,44 $\pm$ 1,97	0,053	0,047
GM (% pEMG)	171,63 $\pm$ 118,05	110,72 $\pm$ 51,45	109,87 $\pm$ 65,37	76,49 $\pm$ 28,46	0,046	0,540
BF (% pEMG)	56,61 $\pm$ 32,9	73,84 $\pm$ 36,02	81,70 $\pm$ 63,35	93,71 $\pm$ 38,27	0,145	0,789
OI/Mu(QE)	0,54 $\pm$ 0,4	0,59 $\pm$ 0,39	0,52 $\pm$ 0,4	0,74 $\pm$ 1,02	0,345	0,519

Legenda: RF:ativação do reto femoral; OI/Mu\_QF: razão oblíquo interno/multífido na flexão de quadril; GM: ativação do glúteo máximo; BF: ativação do bíceps femoral; OI/Mu\_QE: razão oblíquo interno/multífido.

### 3.5 Discussão

---

A elaboração de programas de exercícios físicos específicos para a população idosa tem sido apontada como fator determinante no risco de quedas (SHERRINGTON et al., 2008). Os dados da presente pesquisa mostram que as capacidades neuromusculares dos músculos que envolvem a articulação do quadril são aprimoradas após 8 semanas de treinamento com haste vibratória e com método Pilates em mulheres idosas. Após ambos treinamentos foi observado um aumento no torque e potência dos extensores do quadril, bem como aumento na potência muscular dos flexores dessa articulação. Além disso, foi observada uma redução na porcentagem de ativação do GM para realizar o movimento de extensão do quadril após 8 semanas de treinamento em ambos grupos. Desta forma, os resultados respondem parcialmente a hipótese inicial.

Estudo previamente realizado (MORCELLI et al., 2014) aponta que idosas que tiveram pelo menos uma queda no último ano possuem menor torque extensor de quadril e menor potência muscular para os flexores e extensores de quadril quando comparadas a idosas que não tiveram quedas nesse mesmo período. Desta forma, é sugerido que a implementação de exercícios que visem aumento da força e potência desses grupos musculares podem auxiliar na redução do número de quedas em idosos. O presente estudo demonstrou que ambos treinamentos (método Pilates e haste vibratória) foram capazes de aumentar o torque extensor de quadril e a potência muscular dos flexores e extensores de quadril, sugerindo suas implementações em programas de reabilitação físico-funcional para idosos.

O método Pilates é uma modalidade de exercício desenvolvida por Joseph Pilates, que combina treinamento de força muscular e flexibilidade visando a melhora do controle muscular lombo-pélvico (MUSCOLINO e CIPRIANI, 2004; SMITH e SMITH, 2005; BIRD, HILL e FELL, 2012). O controle muscular lombo-pélvico é decorrente da maior ênfase colocada sobre os músculos do centro do corpo ou *core* (MUSCOLINO e CIPRIANI, 2004). Joseph Pilates referia-se a essa região como *powerhouse*, o qual é composto pelos músculos abdominais, extensores da coluna, extensores do quadril, flexores do quadril e musculatura profunda da pelve (MUSCOLINO e CIPRIANI, 2004). O treinamento com o método Pilates afeta diretamente a integridade estrutural e o tônus dos músculos que compõe o *powerhouse*

(MUSCOLINO e CIPRIANI, 2004), o que possivelmente fundamenta os resultados de torque e potência muscular observados no presente estudo no período pós treino.

Irez et al. (2011) e mais recentemente Pata, Lord e Lamb (2014) verificaram que o método Pilates foi efetivo no aumento da força muscular dos membros inferiores, no aumento da mobilidade e na redução de quedas em idosos. No entanto, nenhum deles avaliou especificamente a articulação do quadril e nem utilizou métodos de avaliação da força muscular considerados como padrão ouro (dinamometria isocinética) (DVIR, 2002). Desta forma, o presente estudo vem acrescentar informações importantes a respeito da força e potência muscular da articulação do quadril em idosas submetidas ao treinamento com método Pilates.

Assim como o método Pilates, o treinamento com haste vibratória tem mostrado melhora no padrão de ativação de músculos estabilizadores lombo-pélvicos (HALLAL, MARQUES e GONÇALVES, 2010a; GONÇALVES et al., 2011; MARQUES et al., 2013a). Neste sentido, o reflexo tônico de vibração, fenômeno responsável pelos efeitos do estímulo vibratório sobre o sistema musculoesquelético, pode ter resultado em aumento da taxa de disparo das fibras aferentes do tipo Ia com conseqüente excitação dos neurônios motores alfa ( $\alpha$ ) localizados na região lombo-pélvica, justificando a semelhança entre ambos treinamentos no período pós treino (SHINOHARA et al., 2005; HALLAL, MARQUES e GONÇALVES, 2010b).

O uso da vibração como método de treinamento e reabilitação tem sido considerado promissor na melhora de capacidades físicas apresentando aumento da força e melhora do padrão de ativação muscular (COCHRANE et al., 2009; MARIN e RHEA, 2012; ZHANG et al., 2014). No entanto, grande parte desses estudos utilizam como instrumento a plataforma vibratória, o que resulta em custo elevado e inviabiliza sua utilização em grandes grupos de reabilitação para idosos. O presente estudo demonstra que a utilização da haste vibratória, com frequência de vibração de 5 Hz, é capaz de promover melhora no desempenho neuromuscular do quadril em mulheres idosas. Outros estudos realizados na população idosa investigando os efeitos do treinamento com haste vibratória reforçam a importância da implementação desse método de treinamento em grupos de reabilitação e mostram que as posturas adotadas pelos voluntários durante o treinamento é o principal fator responsável pela

melhoria do equilíbrio funcional em idosos (HALLAL et al., 2013; HALLAL et al., 2014; RUZENE, MORCELLI e NAVEGA, 2015).

Além dos efeitos observados na força e potência muscular do quadril de idosas, foi verificado que o treinamento com método Pilates e o treinamento com haste vibratória reduzem a atividade do músculo GM durante o movimento de extensão de quadril. O GM apresenta correlação com o movimento de extensão de quadril em idosas com histórico de quedas, enquanto em idosas sem histórico de quedas a correlação é observada entre o músculo BF e extensão de quadril (MORCELLI et al., 2014). Esse padrão de recrutamento do GM no movimento de extensão de quadril no grupo de idosas que apresentam quedas no último ano pode ser desencadeado por insuficiência do BF, necessitando co-ativar o GM para realização do movimento (MORCELLI et al., 2014). Sendo assim, apesar de o músculo BF não apresentar aumento estatisticamente significativo no período pós treino, é observada uma tendência do aumento da atividade eletromiográfica desse músculo após ambos treinamentos, o que sugere que a redução da ativação do GM no período pós treino seja decorrente de melhora no padrão de ativação dos isquiotibiais (bíceps femoral, semitendíneo e semimembranáceo) durante o movimento de extensão de quadril para ambos treinamentos. O BF é o principal músculo a ser ativado em desequilíbrios antero-posteriores e melhoras no seu padrão de recrutamento podem resultar em maior eficiência no controle postural antero-posterior (WINTER, 1990; NEUMANN, 2010; MORCELLI et al., 2014).

Ao contrário do hipotetizado, não foram observados aumentos na razão OI/Mu no período pós treino. A ausência de aumentos na razão OI/Mu pode ser explicada pelo aumento da atividade do músculo oblíquo interno bem como do músculo multífido, o que resultaria em manutenção na proporção de ativação desses músculos nos movimentos de flexão e extensão do quadril, tendo em vista que ambos treinamentos tem mostrado resultados positivos em relação a estabilização lombo-pélvica (HALLAL, MARQUES e GONÇALVES, 2010a; GONÇALVES et al., 2011; MARQUES et al., 2013; ROSSI et al., 2014). Embora o treinamento com haste vibratória tenha apresentado aumento da ativação do músculo oblíquo interno (GONÇALVES et al., 2011), no presente estudo foi observado uma diferenciação entre o comportamento de ambos os grupos no período pós treino, sendo que o grupo haste vibratória apresentou uma tendência a menores valores na razão OI/Mu decorrente de menor atividade eletromiográfica do oblíquo interno durante a movimento de flexão do quadril. A

incompatibilidade entre o estudo de Gonçalves et al (2011) e o presente estudo pode ser elucidada pela especificidade do momento da avaliação, sendo que no primeiro foi observado o efeito agudo da haste vibratória (ativação no momento da execução do exercício) e no segundo o efeito crônico (ativação após 8 semanas de treinamento), o qual envolve adaptações neuromusculares do treinamento. Ainda, em relação a razão OI/Mu, é importante destacar que os valores de razão são maiores no momento de flexão de quadril quando comparado ao movimento de extensão devido a função do músculo oblíquo interno e multífido no movimento de flexão e extensão lombopélvica respectivamente (O'SULLIVAN et al., 2006).

A frequência de treinamento em estudos que envolvem intervenções é considerada como fator importante na determinação dos resultados. No presente estudo foi observado um elevado número de idosas que não obtiveram êxito no quesito frequência de treinamento (frequência mínima de 75%), especialmente no grupo de treinamento com haste vibratória, o que resultou na redução do número amostral, sendo este apontado como um fator limitante. O treinamento com método Pilates demonstrou maior envolvimento social das idosas com a atividade proposta, o que resultou em um maior número de participantes que atingiram a frequência mínima desse treinamento. Atualmente o método Pilates tem sido bastante evidenciado no Brasil e no mundo em termos de treinamento físico, tendo em vista que é indicado para todas as faixas etárias, além de englobar diversos níveis de aptidão e habilidade física (KAESLER et al., 2007; KLOUBEC, 2010). Desta forma, o método Pilates pode ter sido mais atrativo a população idosa do que o treinamento com haste vibratório, o que é clinicamente relevante na implementação de novos treinamentos físicos.

### **3.6 Conclusão**

---

Baseado no resultados apresentados, conclui-se que o treinamento com método Pilates e o treinamento com haste vibratória aumenta a produção de torque extensor de quadril e a potência muscular dos flexores e extensores de quadril em idosas. Além disso, resulta em redução da ativação do músculo glúteo máximo durante o movimento de extensão de quadril. Reduções do torque e potência dos flexores e extensores de quadril, bem como correlações da atividade muscular do GM tem sido observados em idosas com histórico de quedas, por isso a implementação de treinamentos, seja método Pilates ou haste vibratória, pode resultar em melhora da mobilidade, redução do número de quedas e consequentemente melhora da qualidade de vida de mulheres idosas.

#### **Conflito de interesse**

Não há conflitos de interesse que possam enviesar os resultados do presente estudo

#### **Agradecimentos**

O presente estudo recebeu suporte financeiro do Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), Coordenadoria de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) e Fundação para o Desenvolvimento da UNESP (FUNDUNESP).

### 3.7 Referências

---

BIRD, M.L.; HILL, K.D.; FELL, J.W. A randomized controlled study investigating static and dynamic balance in older adults after training with Pilates. **Arch Phys Med Rehabil.**, v.93, n.1, p.43-49, 2012.

CARDA; S.; INVERNIZZI, M.; COGNOLATO, G.; PICCOLI, E.; BARICICH, A.; CISARI, C. Efficacy of a hip flexion assist orthosis in adults with hemiparesis after stroke. **Phys Ther.**, v.92, n.5, p.734-739, 2012.

CLARK, D.J.; PATTEN, C.; REID, K.F.; CARABELLO, R.J.; PHILLIPS, E.M.; FIELDING, R.A. Impaired voluntary neuromuscular activation limits muscle power in mobility-limited older adults. **Journal of Gerontology**, v.65, p.495–502, 2011.

COCHRANE, D.J.; LORAM, I.D.; STANNARD, S.R.; RITTWEGGER, J. Changes in joint angle, muscle-tendon complex length, muscle contractile tissue displacement, and modulation of EMG activity during acute whole-body vibration. **Muscle Nerve**, v.40, p.420–429, 2009.

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.

CROZARA, L.F.; MORCELLI, M.H.; MARQUES, N.R.; HALLAL, C.Z.; SPINOSO, D.H.; ALMEIDA NETO, A.F.; CARDOZO, A.C.; GONÇALVES, M. Motor readiness and joint torque production in lower limbs of older women fallers and non-fallers. **J Electromyogr Kinesiol.**, v.23, n.5, p.1131-1138, 2013.

CURI PÉREZ, V.S.; HAAS, A.N.; WOLFF, S.S. Analysis of activities in the daily lives of older adults exposed to the Pilates Method. **J Bodyw Mov Ther.**, v.18, n.3, p.326-331, 2014.

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**, v. 7, p. 144-150, 2008.

DVIR, Z. Isocinética - Avaliações Musculares, Interpretações e Aplicações Clínicas. 1.ed.Barueri: Manole, 2002.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.

GONÇALVES, M.; MARQUES, N.R.; HALLAL, C.Z.; VAN DIEËN, J.H. Electromyographic activity of trunk muscles during exercises with flexible and non-flexible poles. **J Back Musculoskelet Rehabil.**, v.24, n.4, p.209-214, 2011.

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

HALLAL, C. Z.; MARQUES, N. R.; GONCALVES, M. O uso da vibração como método auxiliar no treinamento de capacidades físicas: uma revisão da literatura. Motriz, Rio Claro, v.16 n.2 p.527-533, 2010b.

HALLAL, C.Z.; MARQUES, N.R.; SPINOSO, D.H.; KARUKA, A.H.; CIRQUEIRA, R.T.; CROZARA, L.F.; MORCELLI, M.H.; GONÇALVES, M. Variabilidade eletromiográfica dos músculos dos membros inferiores de idosas ativas durante marcha com dupla tarefa antes e após treinamento de equilíbrio com haste vibratória. **Ter Man.**, v.11, n.52, p.241-247, 2013.

HALLAL, C.Z.; MARQUES, N.R.; SPINOSO, D.H.; CIRQUEIRA, R.T.; MORCELLI, M.H.; CROZARA, L.F.; GOLÇALVES, M. Efeito do treinamento com haste vibratória na biomecânica da marcha com dupla-tarefa em idosas. **Rev Bras Med Esporte**, v.20, n.6, p.476-480, 2014.

HARTMANN, A.; KNOLS, R.; MURER, K.; BRUIN, E. D. Reproducibility of an Isokinetic Strength-Testing Protocol of the Knee and Ankle in Older Adults. **Gerontology**, v. 55, p. 259–268, 2009.

HERMENS, H.J.; FRERIKS, B.; DISSELHORST-KLUG, C.; RAU, G. The SENIAM project: surface electromyography for non-invasive assessment of muscle, ISEK Congress Austria; 2002 [CD-ROM]

HYUN, J.; HWANGBO, K.; LEE, C. The Effects of Pilates Mat Exercise on the Balance Ability of Elderly Females. **J. Phys. Ther. Sci.**, v.26, p.291–293, 2014.



IREZ, G.B.; OZDEMIR, R.A.; EVIN, R.; IREZ, S.G.; KORKUSUZ, F. Integrating Pilates exercise into an exercise program for 65+ year-old women to reduce falls. **Journal of Sports Science and Medicine**, v.10, p.105-111, 2011.

KAESLER, D.S.; MELLINFONT, R.B.; SWETE, K.; TAAFFE, D.R. A novel balance exercise program for postural stability in older adults: a pilot study. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v.11, n.1, p.37-43, 2007.

KLOUBEC, J.A. Pilates for improvement of muscle endurance, flexibility, balance, and posture. **J Strength Cond Res.**, v.24, n.3, p.661-667, 2010.

LEAVEY, V. J.; SANDREY, M. A.; DAHMER, G. Comparative Effects of 6-Week Balance, Gluteus Medius Strength, and Combined Programs on Dynamic Postural Control. **Journal of Sport Rehabilitation**, v.19, p. 268-287, 2010.

MADUREIRA, M.M.; TAKAYAMA, L.; GALLINARO, A.L.; CAPARBO, V.F.; COSTA, R.A.; PEREIRA, R.M.R. Balance training program is highly effective in improving functional status and reducing the risk of falls in elderly women with osteoporosis: a randomized controlled trial. **Osteoporos Int.**, v.18, p.419–425, 2007.

MARIN, P.J.; RHEA, M.R. Effects of vibration training on muscle power: a meta-analysis. **J Strength Cond Res.**, v.24, n.3, p.871–878, 2010.

MARQUES, N.R.; MORCELLI, M. H.; HALLAL, C.Z.; GONÇALVES, M. EMG activity of trunk stabilizer muscles during Centering Principle of Pilates Method. **Journal of Bodywork & Movement Therapies**, v.17, n.2, 2013a.

MARQUES, N.R.; LAROCHE, D.P.; HALLAL, C.Z.; CROZARA, L.F.; MORCELLI, M.H.; KARUKA, A.H.; NAVEGA, M.T.; GONÇALVES, M. Association between energy cost of walking, muscle activation, and biomechanical parameters in older female fallers and non-fallers. **Clinical Biomechanics**, v.28, p.330–336, 2013b.

MORCELLI, M.H.; CROZARA, L.F.; ROSSI, D.M.; LAROCHE, D.P.; MARQUES, N.R.; HALLAL, C.Z.; CASTRO, A.; CARDOZO, A.C.; GONÇALVES, M.; NAVEGA, M.T. Hip muscles strength and activation in older fallers and non-fallers. **Isokinetics and Exercise Science**, v.22, n.3, p.191-196, 2014.

MUSCOLINO, J.E.; CIPRIANI, S. Pilates and the “powerhouse”-I. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, v.8, p.15–24, 2004.

NADEAU, S.; MCFADYEN, B.J.; MALOUIN, F. Frontal and sagittal plane analyses of the stair climbing task in healthy adults aged over 40 years: what are the challenges compared to level walking? **Clin Biomech.**, v.18, n.10, p.950-959, 2003.

NEUMANN, D. A. Kinesiology of the Hip: A Focus on Muscular Actions. **Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy**, v. 40, n.2, p. 82-94, 2010.

O’SULLIVAN, P.; DANKAERTS, W.; BURNETT, A.F.; FARREL, G.T.; JEFFORD, E.; NAYLOR, C.S. Effect of different upright postures on spinal-pelvic curvature and trunk muscle activation in a pain free population. **Spine**, v.31, n.19, p.E707-E712, 2006.

PATA, R.W.; LORD, K.; LAMB, J. The effect of Pilates based exercise on mobility, postural stability, and balance in order to decrease fall risk in older adults. **Journal of Bodywork & Movement Therapies**, v.18, p.361-367, 2014.

ROSSI, D.M.; MORCELLI, M.H.; MARQUES, N.R.; HALLAL, C.Z.; GONÇALVES, M.; LAROCHE, D.P.; NAVEGA, M.T. Antagonist coactivation of trunk stabilizer muscles during Pilates exercises. **Journal of Bodywork & Movement Therapies**, v.18, n.1, 2014.

RUZENE, J.R.S.; MORCELLI, M.H.; NAVEGA, M.T. Equilibrium in women with osteoporosis submitted to balance training with and without an oscillating vibratory pole. **Journal of Bodywork & Movement Therapies**, v.1, p.1-7, 2015.

SADEGHI, H.; ALLARD, P.; PRINCE, F.; LABELLE, H. Symmetric and limb in able-bodied gait: a review. **Gait and Posture**, v.12, n.1, p.34-45, 2000.

SAMUEL, D.; ROWE, P.; NICOL, A. The functional demand (FD) placed on the knee and hip of older adults during everyday activities. **Arch Gerontol Geriatr.**, v.57, n.2, p. 192-197, 2013.

SHERRINGTON, C.; WHITNEY, J.C.; LORD, S.R.; HERBERT, R.D.; CUMMING, R.G.; CLOSE, J.C. Effective exercise for the prevention of falls: a systematic review and meta-analysis. **J Am Geriatr Soc.**, v.56, n.12, p.2234-2243, 2008.

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

SMITH, K.; SMITH, E. Integrating Pilates-based core strengthening into older adult fitness programs. **Topics in Geriatric Rehabilitation**, v.21, n.1, p.57–67, 2005.

ZHANG, L.; WENG, C.; LIU, M.; WANG, Q.; LIU, L.; HE, Y. Effect of whole-body vibration exercise on mobility, balance ability and general health status in frail elderly patients: a pilot randomized controlled trial. **Clin Rehabil.**, v.28, n.1, p.59-68, 2014.

WINTER, A.D. Biomechanics and motor control of human movement. 2nd ed. Waterloo: A Wiley-Interscience Publication; 1990.

## APÊNCIE A

**Quadro 1.** Protocolo de treinamento do método Pilates

<b>Semanas</b>	<b>Objetivos</b>	<b>Exercícios</b>
<b>I e II semanas</b>	Aprendizagem da técnica e início dos exercícios de nível I	Hundreds nível I One leg stretch nível I Hip twist nível I
<b>III e IV semanas</b>	Exercícios de nível I e início de exercícios de nível II	Hundreds nível II One leg stretch nível II Ponte nível I Ostra nível I Hip twist nível II (bola-MMII 90°)
<b>V e VI semanas</b>	Exercícios nível I,II e III e exercícios de quadril	One leg stretch nível III (bola) Ponte nível I (faixa) Ostra nível II Side kick nível I One leg circle nível I e II Lift & Lower
<b>VII e VIII semanas</b>	Exercícios nível III e exercícios de quadril	Ponte nível II Ostra nível III (c/ e s/ faixa) Side kick nível II Side kick press One leg circle nível III Side Leg circles Lift & Lower Wall Squats

**Quadro 2.** Descrição dos exercícios realizados no treinamento com método Pilates

















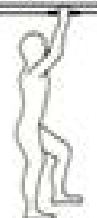









<b>Hundreds nível I</b>	Decúbito dorsal, joelho flexionado com os pés apoiados no solo, realizar 100 balanceios de braços no sentido supero-inferior mantendo a postura inicial, sendo 5 durante a inspiração e 5 durante a expiração.
<b>One leg stretch nível I</b>	Decúbito dorsal, joelho flexionado com os pés apoiados no solo, realizar a extensão de quadril e joelho com o membro apoiado no solo e retornar a posição inicial.
<b>Hip twist nível I</b>	Decúbito dorsal, joelho flexionado com os pés apoiados no solo, realizar abdução de quadril de um membro, mantendo a flexão de joelho e os pés apoiados nos solo. Em seguida, retornar a posição inicial e alterar o membro. A faixa pode ser utilizada fixando-a nos MMII, aproximadamente na altura dos joelhos criando uma resistência na abdução do quadril (Hip twist nível I /faixa).
<b>Hundreds nível II</b>	Decúbito dorsal, um membro inferior com joelho flexionado e o pé apoiado no solo, enquanto o outro segmento inferior é posicionado a 90° de flexão de quadril e joelho. Realizar 100 balanceios de braços no sentido supero-inferior mantendo a postura inicial, sendo 5 durante a inspiração e 5 durante a expiração.
<b>One leg stretch nível II</b>	Decúbito dorsal, um membro inferior com joelho flexionado e o pé apoiado no solo, enquanto o outro segmento inferior é posicionado a 90° de flexão de quadril e joelho. No segmento posicionado a 90° de flexão de quadril e joelho, realizar o movimento de extensão de joelho e retornar a posição inicial. Alternar os segmentos inferiores.
<b>Ponte nível I</b>	Decúbito dorsal, joelho flexionado com os pés apoiados no solo, realizar elevação de quadril e retornar a posição inicial.
<b>Ostra nível I</b>	Decúbito lateral, joelhos flexionados aproximadamente a 90° mantendo a cabeça, ombros, quadril e tornozelos alinhados, realizar abdução do membro inferior que está acima, mantendo os tornozelos juntos.
<b>Hip twist nível II (bola-MMII 90°)</b>	Decúbito dorsal, ambos os joelhos e quadril com 90° de flexão, apoiados sobre a bola, realizar abdução do quadril de um membro inferior rolando a bola lateralmente e mantendo joelho e quadril com 90° enquanto o segmento contra-lateral permanece na posição inicial.
<b>One leg stretch nível III- (bola)</b>	Decúbito dorsal, ambos quadris e joelhos posicionados a 90°. Realizar o movimento de extensão de joelho e retornar a posição inicial, alternar os segmentos inferiores. A bola pode ser utilizada como transição do One leg stretch nível II para o nível III, sendo que os pés permanecem apoiados sobre a bola e o sujeito realiza a extensão do joelho rolando a bola anteriormente.

<b>Ponte nível I (faixa)</b>	Decúbito dorsal, joelho flexionado com os pés apoiados no solo, realizar elevação de quadril e em seguida abdução resistida pela faixa elástica e então retornar a posição inicial.
<b>Ostra nível II</b>	Decúbito lateral, joelhos flexionados aproximadamente a 90° mantendo a cabeça, ombros, quadril e tornozelos alinhados. Os tornozelos são elevados do solo aproximadamente na altura da pelve e mantidos juntos. A partir daí realizar abdução do membro inferior que está acima, mantendo os tornozelos elevados e juntos.
<b>Side kick nível I</b>	Decúbito lateral, joelhos com 90° flexão mantendo a cabeça, ombros, quadril e tornozelos alinhados. Membro inferior que está posicionado acima realiza leve abdução de quadril e então movimentos flexão e extensão de quadril mantendo 90° flexão de joelho e alinhamento horizontal do tornozelo e joelho
<b>One leg circle nível I</b>	Decúbito dorsal, um membro inferior posicionado com joelho flexionado e pé apoiado no solo e o outro membro com 90° de flexão de quadril e joelho. No membro inferior com 90° de flexão de quadril e joelho realizar o movimento de circundução do quadril (abdução, extensão, adução e flexão) mantendo o joelho com 90° de flexão
<b>One leg circle nível II</b>	Decúbito dorsal, um membro inferior posicionado com joelho flexionado e pé apoiado no solo e o outro membro com de flexão de quadril e extensão de joelho, permanecendo suspenso no ar. No membro suspenso realizar o movimento de circundução do quadril (abdução, extensão, adução e flexão)
<b>Lift &amp; Lower</b>	Decúbito lateral, quadril e joelho estendidos mantendo cabeça, ombros, quadril e tornozelos alinhados realizar a abdução de quadril do membro que está acima e retornar a posição inicial.
<b>Ponte nível II</b>	Decúbito dorsal, joelho flexionado com os pés apoiados no solo, realizar elevação de quadril com apoio unipodal. O membro que não está apoiado realiza extensão de joelho e retorna a posição inicial
<b>Ostra nível III</b>	Decúbito lateral, joelho superior flexionado e inferior em extensão completa. Manter a cabeça, ombros, quadril e tornozelo alinhados, realizar abdução do quadril do segmento que se encontra acima, mantendo o tornozelo fixo no chão.
<b>Side kick nível II</b>	Decúbito lateral, com membros inferiores em extensão total de joelhos mantendo a cabeça, ombros, quadril e tornozelos alinhados. Membro inferior que está posicionado acima realiza leve abdução de quadril e então movimentos flexão e extensão de quadril mantendo a extensão total de joelho e alinhamento horizontal do tornozelo e joelho
<b>Side kick press</b>	Decúbito lateral, joelhos com 90° flexão mantendo a cabeça, ombros, quadril e tornozelos alinhados. Membro inferior que está posicionado acima realiza leve abdução de quadril e então movimentos flexão e extensão total de joelho e quadril mantendo joelho e tornozelo alinhados horizontalmente na altura da pelve
<b>One leg circle nível III</b>	Decúbito dorsal, um membro inferior posicionado em contato com o solo em extensão de quadril e joelho e o outro membro com de flexão de quadril e extensão de joelho, permanecendo suspenso no ar. No membro suspenso

	realizar o movimento de circundação do quadril (abdução, extensão, adução e flexão)
<b>Side Leg circles</b>	Decúbito dorsal, o membro inferior posicionado acima com joelho e quadril em extensão e o outro membro inferior com 90° de flexão de quadril e joelho. No membro inferior com extensão de quadril e joelho realizar o movimento de circundação do quadril (abdução, extensão, adução e flexão)
<b>Wall Squats</b>	Realizar agachamentos com o suporte da parede, apoiando a bola entre a parede a parte posterior do tronco do voluntário, mantendo quadril e ombros alinhados

## APÊNDICE B

**Quadro 3.** Protocolo de treinamento da haste vibratória

EXERCÍCIO 1	EXERCÍCIO 2	EXERCÍCIO 3	EXERCÍCIO 4	EXERCÍCIO 5	EXERCÍCIO 6
					
EXERCÍCIO 7	EXERCÍCIO 8	EXERCÍCIO 9	EXERCÍCIO 10	EXERCÍCIO 11	EXERCÍCIO 12
					
EXERCÍCIO 13	EXERCÍCIO 14	EXERCÍCIO 15	EXERCÍCIO 16	EXERCÍCIO 17	EXERCÍCIO 18
					
EXERCÍCIO 19	EXERCÍCIO 20	EXERCÍCIO 21	EXERCÍCIO 22	EXERCÍCIO 23	EXERCÍCIO 24
					
EXERCÍCIO 25	EXERCÍCIO 26				
					



**Quadro 4.** Descrição dos exercícios realizados no treinamento com haste vibratória

<b>1</b>	Voluntário deverá manter-se em postura ortostática com os pés afastados (base alargada), semi flexão de joelhos e flexão de ombros de aproximadamente 90°.
<b>2</b>	Voluntário deverá manter-se em postura ortostática com os pés próximos (base diminuída), semi flexão de joelhos e flexão de ombros de aproximadamente 90°.
<b>3</b>	Voluntário deverá manter-se em postura ortostática com os pés afastados (base alargada), semi flexão de joelhos e flexão de ombros de aproximadamente 180°.
<b>4</b>	Voluntário deverá manter-se em postura ortostática com os pés próximos (base diminuída), semi flexão de joelhos e flexão de ombros de aproximadamente 180°.
<b>5</b>	Voluntário deverá manter-se em postura ortostática com os pés posicionados um na frente do outro, semi flexão de joelhos e flexão de ombros de aproximadamente 90°.
<b>6</b>	Voluntário deverá manter-se em postura ortostática com os pés posicionados um a frente do outro (posição tandem), semi flexão de joelhos e flexão de ombros de aproximadamente 180°.
<b>7</b>	Voluntário deverá manter-se em postura ortostática com os pés próximos (base diminuída), apoiado sobre a ponta dos pés, semi flexão de joelhos e flexão de ombros de aproximadamente 90°.
<b>8</b>	Voluntário deverá manter-se em postura ortostática com os pés próximos (base diminuída), apoiado sobre a ponta dos pés, semi flexão de joelhos e flexão de ombros de aproximadamente 180°.
<b>9</b>	Voluntário deverá manter-se em postura ortostática com os pés posicionados um a frente do outro (posição tandem), apoiado sobre a ponta dos pés, semi flexão de joelhos e flexão de ombros de aproximadamente 90°.
<b>10</b>	Voluntário deverá manter-se em postura ortostática com os pés posicionados um a frente do outro (posição tandem), apoiado sobre a ponta dos pés, semi flexão de joelhos e flexão de ombros de aproximadamente 180°.
<b>11</b>	Voluntário deverá manter-se em postura ortostática com um pé de apoio, flexão de aproximadamente 90° de joelho do membro que não toca o solo e flexão de ombros de aproximadamente 90°.
<b>12</b>	Voluntário deverá manter-se em postura ortostática com um pé de apoio (membro contra-lateral ao realizado no exercício 11), flexão de aproximadamente 90° de joelho do membro que não toca o solo e flexão de ombros de aproximadamente 90°.
<b>13</b>	Voluntário deverá manter-se em postura ortostática com um pé de apoio, flexão de aproximadamente 90° de joelho do membro que não toca o solo e flexão de ombros de aproximadamente 180°.
<b>14</b>	Voluntário deverá manter-se em postura ortostática com um pé de apoio (membro contra-lateral ao realizado no exercício 13), flexão de aproximadamente 90° de joelho do membro que não toca o solo e flexão de ombros de aproximadamente 180°.

<b>15</b>	Voluntário deverá manter-se em postura ortostática com um pé de apoio, flexão de aproximadamente 90° de quadril e joelho do membro que não toca o solo e flexão de ombros de aproximadamente 90°.
<b>16</b>	Voluntário deverá manter-se em postura ortostática com um pé de apoio (membro contra-lateral ao realizado no exercício 15), flexão de aproximadamente 90° de quadril e joelho do membro que não toca o solo e flexão de ombros de aproximadamente 90°.
<b>17</b>	Voluntário deverá manter-se em postura ortostática com um pé de apoio, flexão de aproximadamente 90° de quadril e joelho do membro que não toca o solo e flexão de ombros de aproximadamente 180°.
<b>18</b>	Voluntário deverá manter-se em postura ortostática com um pé de apoio (membro contra-lateral ao realizado no exercício 17), flexão de aproximadamente 90° de quadril e joelho do membro que não toca o solo e flexão de ombros de aproximadamente 180°.
<b>19</b>	Voluntário deverá manter-se em postura ortostática com um pé de apoio, extensão de quadril de aproximadamente 20° do membro que não toca o solo e flexão de ombros de aproximadamente 90°.
<b>20</b>	Voluntário deverá manter-se em postura ortostática com um pé de apoio (membro contra-lateral ao realizado no exercício 19), extensão de quadril de aproximadamente 20° do membro que não toca o solo e flexão de ombros de aproximadamente 90°.
<b>21</b>	Voluntário deverá manter-se em postura ortostática com um pé de apoio, de quadril de aproximadamente 20° do membro que não toca o solo e flexão de ombros de aproximadamente 180°.
<b>22</b>	Voluntário deverá manter-se em postura ortostática com um pé de apoio (membro contra-lateral ao realizado no exercício 21), de quadril de aproximadamente 20° do membro que não toca o solo e flexão de ombros de aproximadamente 180°.
<b>23</b>	Voluntário deverá manter-se em postura ortostática com um pé de apoio, abdução de quadril de aproximadamente 30° do membro que não toca o solo e flexão de ombros de aproximadamente 90°.
<b>24</b>	Voluntário deverá manter-se em postura ortostática com um pé de apoio ((membro contra-lateral ao realizado no exercício 23), abdução de quadril de aproximadamente 30° do membro que não toca o solo e flexão de ombros de aproximadamente 90°.
<b>25</b>	Voluntário deverá manter-se em postura ortostática com um pé de apoio, abdução de quadril de aproximadamente 30° do membro que não toca o solo e flexão de ombros de aproximadamente 180°.
<b>26</b>	Voluntário deverá manter-se em postura ortostática com um pé de apoio ((membro contra-lateral ao realizado no exercício 25), abdução de quadril de aproximadamente 30° do membro que não toca o solo e flexão de ombros de aproximadamente 180°.

## ANEXO A



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"  
Campus de Rio Claro

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA  
CEP - IB - UNESP - RIO CLARO

## DECISÃO CEP Nº 057/2012

Instituição: <b>UNESP – IB – CRC</b>	Departamento: <b>Educação Física</b>
Protocolo nº: <b>3702</b>	Data de Registro CEP: <b>11.05.2011</b>
Projeto de Pesquisa: <b>"Influência de diferentes tipos de treinamento em variáveis biomecânicas e no risco de queda de idosos"</b>	

Pesquisa Individual	Pesquisador Responsável:
	Colaboradores:
Pesquisa Alunos de Graduação	Pesquisador Responsável:
	Orientando(a):
Pesquisa Alunos de Pós-Graduação	Pesquisador Responsável: <b>Camilla Zamfolini Hallal</b>
	Orientador(a): <b>Mauro Gonçalves</b>

Objetivo Acadêmico:	<input type="checkbox"/> TCC <input type="checkbox"/> Mestrado <input checked="" type="checkbox"/> Doutorado <input type="checkbox"/> Outros – (especificar)
---------------------	---

O Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto de Biociências da UNESP – Campus de Rio Claro, em sua **48ª reunião ordinária, realizada em 25/06/2012**.

<input checked="" type="checkbox"/>	<b>Aprovou</b> o Projeto de Pesquisa acima citado, ratificando o parecer emitido pelo relator.
<input type="checkbox"/>	<b>Desde</b> que atendidas as <b>pendências</b> apontadas na reunião (vide anexo), <b>aprova</b> o Projeto de Pesquisa acima citado.
<input type="checkbox"/>	<b>Referendou</b> o Projeto de Pesquisa acima citado.
<input type="checkbox"/>	Aprovou <b>retornar</b> ao interessado para atendimento das <b>pendências</b> encontradas (prazo máximo de 60 dias):
<input type="checkbox"/>	<b>Não</b> Aprovou.
<input type="checkbox"/>	<b>Retirou</b> , devido à permanência das pendências.
<input type="checkbox"/>	Aprovou o Projeto de Pesquisa acima citado e o <b>encaminha</b> , com o devido parecer, para apreciação da Comissão Nacional de Ética em Pesquisa- <b>CONEP/MS</b> , por se tratar de um dos casos previstos no capítulo VIII, item 4.c.

↙ **"Formulário para Acompanhamento dos Protocolos de Pesquisa Aprovados"**  
Data de Entrega: Julho de 2014

Rio Claro, 25 de junho de 2012.  
  
 Profa. Dra. Rosa Maria Feiteiro Cavalari  
 Coordenadora do CEP