



**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM DESENVOLVIMENTO HUMANO E
TECNOLOGIAS
(DESEMPENHO HUMANO E TECNOLOGIAS)**

**AVALIAÇÃO DINAMOMÉTRICA E ELETROMIOGRÁFICA DO QUADRIL EM
IDOSAS CAIDORAS E NÃO CAIDORAS**

MARY HELLEN MORCELLI

Dissertação apresentada ao
Instituto de Biociências do Câmpus
de Rio Claro, Universidade
Estadual Paulista, como parte dos
requisitos para obtenção do título
de Mestre em Desenvolvimento
Humano e Tecnologias .

Março - 2012

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

MARY HELLEN MORCELLI

**AVALIAÇÃO DINAMOMÉTRICA E ELETROMIOGRÁFICA DO QUADRIL EM
IDOSAS CAIDORAS E NÃO CAIDORAS**

Dissertação apresentada ao Instituto de Biociências do Câmpus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista, para obtenção do título de Mestre em Desenvolvimento Humano e Tecnologias.

Orientador: Prof. Dr. Marcelo Tavella Navega

**Rio Claro
2012**

796.022 Morcelli, Mary Hellen

M833a Avaliação dinamométrica e eletromiográfica do quadril
em idosas caídas e não caídas / Mary Hellen Morcelli. -
Rio Claro : [s.n.], 2012
80 f. : il., gráfs.

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

1. Cinesiologia. 2. Função muscular. 3. Dinamômetro
isocinético. 4. Eletromiografia. I. Título.

RESUMO

As quedas são problemas graves em idosos devido ao impacto negativo na qualidade de vida e deterioração das funções desses indivíduos. Declínio na função neuromuscular, especialmente dos membros inferiores, tem sido identificado como fator de risco para quedas nessa população. A contribuição biomecânica da função muscular da articulação do quadril é importante para manter ou recuperar o equilíbrio diante de uma perturbação. Sendo assim, avaliação dinamométrica associada à eletromiografia são ferramentas eficientes na representação das respostas musculares e podem identificar os comprometimentos a nível muscular em indivíduos idosos. Desta forma, o presente estudo tem como objetivo analisar as variáveis biomecânicas da articulação do quadril de idosos. Foram avaliadas 44 idosas, sendo 20 caídas e 24 não caídas. Foram realizadas 5 contrações isocinéticas para cada movimento, sendo que na flexão e extensão as velocidades foram de 30°/s e 120°/s e para abdução e adução de 30°/s e 180°/s. Também foram realizadas 3 contrações isométricas dos flexores, extensores, abdutores e adutores de quadril, mantidas por 5 segundos com intervalo de 30 segundos. Durante a coleta de dados isocinético também foram coletados dados eletromiográficos dos seguintes músculos: Oblíquo interno (OI), Reto femoral (RF), Mutívido (Mu), Glúteo máximo (GM) e Bíceps femoral (BF). Os idosos caídos apresentaram menor taxa de desenvolvimento de força (TDF) nos 50 milissegundos (ms) na flexão, nos 50, 100 e 200 ms na extensão, nos 50 e 100 ms na abdução e nos 200 ms na adução, além de menor taxa de ativação neuromuscular (TAN) do músculo RF. Além disso, idosos caídos apresentaram torque muscular dos extensores, abdutores e adutores significativamente menores do que idosos não caídos, além de menor potência muscular para os flexores, extensores e abdutores de quadril ($p \leq 0.05$). Por fim, os caídos também apresentaram ativação muscular significativamente maior do RF e BF, porém menor ativação do GM durante os picos de torque, bem como menor razão eletromiográfica do OI/Mu durante todos os movimentos realizados ($p \leq 0.05$). Idosos caídos apresentam menor torque e potência muscular da articulação do quadril, com maior ativação muscular que idosos não caídos, o que sugere maior probabilidade de fadiga e eventuais quedas. Além disso, as alterações decorrentes da TDF podem ser explicadas por fatores periféricos e neurais, sendo que idosos caídos apresentaram-se mais suscetíveis a quedas devido a tais alterações. A TAN do RF também mostrou relação com TDF dos flexores de quadril, mostrando a influência de fatores neurais.

Palavras-chave: Dinamômetro Isocinético, Idosos, Quadril, Eletromiografia.

ABSTRACT

Falls are serious problems in the elderly due to the impact on quality of life and deterioration of the functions of these individuals. Decline in neuromuscular function, especially of the lower limbs, has been identified as a risk factor for falls in this population. The contribution of muscle function biomechanics of the hip joint is important to maintain or restore balance. So, muscle strength dynamometer associated with electromyography are effective assessment of muscle response and can identify the impairments in muscle in the elderly. Thus, this study aims to analyze the biomechanical variables of the hip joint in elderly women. We evaluated 44 elderly, 20 fallers and 24 non-fallers. They were performed 5 isokinetic contractions for each movement, for flexion and extension velocities were 30 °/s and 120 °/s and for abduction and adduction of 30 °/s and 180 °/s. Were also performed three isometric contractions of the flexors, extensors, hip abductors and adductors, maintained for 5 seconds at intervals of 30 seconds. During data collection of muscle strength dynamometer, were also collected EMG data from the following muscles: Internal Oblique (IO), Fectus Memoris (RF), Mutifidus (Mu), Gluteus Maximus (GM) and Biceps Femoris (BF). Fallers showed a lower rate of force development (RFD) in 50 milliseconds (ms) in flexion, in 50,100 and 200 ms in extension, the 50 and 100 ms in the abduction and at 200 ms in the adduction. Also, fallers had a lower rate neuromuscular activation (RNA) of the RF muscle. In addition, fallers showed muscle torque of the extensors, abductors and adductors significantly lower than non-fallers, and lower muscle power to the flexors, hip extensors and abductors ($p \leq 0.05$). Finally, the fallers also showed significantly high muscle activation of the RF and BF, but less activation of the GM during peak torque, and lower electromyographic ratio of IO/ Mu during all movements performed ($p \leq 0.05$). Fallers have less torque and muscle power of the hip joint, with high muscle activation than non-fallers, suggesting probability of fatigue and possible fall. Moreover, the changes resulting from RFD may be explained by peripheral and neural factors, and elderly fallers were more susceptible to falls due to such changes. The RNA of the RF also showed relationship with TDF hip flexor, showing the influence of neural factors.

Key-words: muscle strength dynamometer, elderly, hip, electromyography.

Á DEUS a quem me deu os dons para realizar este trabalho, pois Ele ajudou e continua me ajudando nessa missão.

_____ ***Agradecimientos***

Ao meu orientador, Prof. Dr. Marcelo Tavella Navega os meus sinceros agradecimentos por todos os ensinamentos compartilhados, mostrando o porque e como fazer pesquisa científica. Por me orientar e me dar suporte desde a graduação, mostrando que além de orientador é possível ser amigo. Obrigada por me ajudar a conquistar um sonho.

Aos meus pais (Antenor e Ivanete) e irmãos (Júnior, André e Gustavo) por me incentivarem e me apoiarem em todas as minhas decisões e quando estas se tornam difíceis, me encorajam a não desistir e me dão a mão pra seguir em frente. Vocês são peças fundamentais do quebra cabeça chamado “minha vida”.

Ao meu noivo, e em muito breve, marido por estar ao meu lado me auxiliando emocionalmente e cientificamente. Você é um exemplo como pesquisador, como professor e como ser humano. Obrigada por fazer, em muitos momentos, minha vida ter sentido e me tornar cada dia mais feliz ao seu lado.

Ao Prof. Dr Mauro Gonçalves por me dar a oportunidade de realizar esse projeto e por me auxiliar da melhor forma possível em sua execução, fazendo com que eu pudesse estar no lugar que eu mais gostaria. Obrigada por me ensinar a beleza da biomecânica humana e por fazer com que meu sonho se concretize.

A Prof^a. Dr^a Daniela Cristina Carvalho de Abreu por todas as contribuições realizadas nesse trabalho, enriquecendo cada vez mais a ciência.

Ao Prof. Dr Adalgiso Coscrato Cardozo por me auxiliar nas difíceis rotinas de Matlab contribuindo para que o trabalho se concretizasse.

Ao Prof. Dr. Fábio Viadanna Serrão por aceitar o convite e se disponibilizar a ser membro da minha banca de mestrado.

Aos meus colegas do Labortório de Biomecânica: Nise, Camilla, Luciano, Denise, Deborah, Aline, Alex, Fernanda, Tonho e Renata pela amizade, força física e emocional em todas as etapas desse trabalho. Seria impossível concretizá-lo sem vocês....

Por fim, agradeço ao CNPq, Fapesp e à Fundunesp pelo apoio fundamental dado a este trabalho.

_____ ***Epígrafe***

“Grandes realizações não são feitas por impulso, mas por uma soma de pequenas realizações.”
(Vicent Van Gogh)

SUMÁRIO

	Página
1. APRESENTAÇÃO	13
2. CAPÍTULO 1- INTRODUÇÃO E CONTEXTUALIZAÇÃO DO TEMA	15
3. CAPÍTULO 2- ARTIGO I	22
3.1 Resumo	23
3.2 Introdução	24
3.3 Método	26
3.4 Resultados	31
3.5 Discussão	34
3.6 Conclusão	39
3.7 Referências	40
4. CAPÍTULO 3- VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS RELACIONADAS AO PROCESSO DE ENVELHECIMENTO	45
5. CAPÍTULO 4- ARTIGO II	47
5.1 Resumo	48
5.2 Introdução	49
5.3 Método	51
5.4 Resultados	56
5.5 Discussão	59
5.6 Conclusão	63
5.7 Referências	65
6. CAPÍTULO 5- CONSIDERAÇÕES FINAIS	70
7.REFERÊNCIAS	73

APRESENTAÇÃO

A presente dissertação foi desenvolvida no Laboratório de Biomecânica da Universidade Estadual Paulista (campus de Rio Claro), sob a orientação do Prof. Dr. Marcelo Tavella Navega. A apresentação dá-se inicialmente por uma breve introdução com o objetivo de contextualização do tema principal e dois artigos científicos, os quais foram redigidos de acordo com as normas dos periódicos aos quais serão submetidos.

Os artigos que serão submetidos a revistas internacionais, estão apresentados em português com objetivo de facilitar a presente apresentação dos mesmos. Com o mesmo intuito, as figuras e tabelas estão localizadas no corpo do texto dos artigos e não em páginas separadas, como na versão final para a submissão.

Abaixo estão listados os artigos científicos que serão apresentados, bem como seus respectivos autores e periódicos para os quais serão encaminhados.

- **Artigo 1:** Morcelli MH; Rossi DM; Marques NR; Hallal CZ; Crozara LF; LaRoche DP; Cardozo AC; Gonçalves M; Navega MT. Comparação de torque e potência muscular do quadril de idosos caídores e não caídores e atividade eletromiográfica dos músculos que envolvem essa articulação. Em processo de submissão para ao periódico *The Journal of Gerontology*.

- **Artigo 2:** Morcelli MH; Rossi DM; Crozara LF; Hallal CZ; Marques NR; Castro A; LaRoche DP; Gonçalves M; Navega MT. Taxa de desenvolvimento de força e taxa

de ativação neuromuscular do quadril podem ser indicadas como variáveis preditivas do risco de quedas em idosos? *Journal of Electromyography and Kinesiology*.

Capítulo 1- INTRODUÇÃO E CONTEXTUALIZAÇÃO DO TEMA

O processo de envelhecimento do ser humano tem sido um foco de atenção crescente por parte de cientistas em todo o mundo (REBELATTO et al, 2006; GREVE, WANDERLEY e REBELATTO, 2009). Segundo a Organização Mundial de Saúde nos países desenvolvidos são considerados idosos os indivíduos com mais de 65 anos de idade, e nos países em desenvolvimento os com mais de 60 anos de idade (IBGE, 2000; HIRANO, FRAGA, MANTOVANI, 2007).

Segundo o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), em 2010, no Brasil, cerca de 20,6 milhões de brasileiros eram considerados idosos apresentando uma maior proporção de mulheres nesta faixa etária do que de homens. Em 2020, é estimado que a população idosa no Brasil atingirá 27 milhões de pessoas, correspondendo a 13% da população brasileira, isso devido, principalmente, à melhoria nas condições de saúde e aos avanços da área médica (IBGE, 2006 ; HIRANO, FRAGA e MANTOVANI, 2007).

O envelhecimento biológico é um fenômeno multifatorial que está associado a profundas mudanças e a redução da eficácia de um conjunto de processos fisiológicos (REBELATTO et al, 2006). Tais reduções podem levar a uma perda de independência funcional, interferindo diretamente na qualidade de vida desses idosos (REES, MURPHY e WATSFORD, 2008). A literatura existente sobre a fisiologia do envelhecimento assinala degeneração do sistema muscular com o aumento da idade, especialmente após os 60 anos (ORDWAY et al, 2006; LOVELL, CUNEO e GASS, 2010). A diminuição da força, flexibilidade e resistência muscular, da velocidade de condução de impulsos nervosos e do controle postural podem

acarretar inúmeros fatores responsáveis pela perda da autonomia e independência (HIRANO, FRAGA, MANTOVANI, 2007).

O processo de diminuição da função muscular é atribuído à atrofia do tecido muscular, à perda de fibras musculares, ativação voluntária reduzida, associado a alterações no equilíbrio hormonal e quantidade e intensidade de atividade física (HAKKINEN e PAKARINEN, 1993; MALKIA et al, 1994; BILODEAU et al, 2001; SOWERS et al, 2005; JANSSEN, 2006).

A função muscular, que compreende a capacidade do músculo gerar e controlar o movimento, é um dos componentes do sistema musculoesquelético e, portanto, desempenha papel importante na manutenção do controle postural, fator essencial para que um indivíduo se mantenha em condições suficientes para minimizar as eventuais perturbações do equilíbrio e evitar as quedas.

O controle postural compreende a interação entre o sistema neural e atividade motora com o objetivo de atingir ou manter o equilíbrio e a orientação postural. O equilíbrio postural está relacionado ao equilíbrio das forças internas e externas que agem no corpo durante as ações motoras (SHUMWAY- COOK e WOOLLACOTT, 2000). A manutenção do equilíbrio representa uma dificuldade significativa na vida dos idosos, e caracteriza-se por controle postural reduzido em situações dinâmicas e estáticas (PINHO et al, 2005).

O processo de envelhecimento vem associado a sarcopenia, que segundo conceito recente do consenso europeu é definida como redução da massa muscular, relacionada ao processo de senescência, associada à redução da força e/ou função (CRUZ-JENTOFT et al, 2010). A redução da função muscular, especialmente em membros inferiores, tem sido indicada como um dos fatores mais importantes para o

risco de quedas (SKELTON et al, 2002; LORD et al, 2003; DE REKENEIRE et al, 2003; MORELAND et al, 2004; RAO, 2005; RUBENSTEIN, 2006).

Queda é um problema grave em idosos, contribuindo negativamente para a prevalência de problemas de saúde e diminuição da qualidade de vida, sendo considerada uma das principais causas de lesões e morte em idosos (CUMMING et al, 2000; LORD e DAYHEW, 2001; CHAMBERS e CHAN, 2007; VAN DIEEN e PIJNAPPELS, 2008; ZENEWTON e CONESA, 2008; HONG, CHO e TAK, 2010; BENTO et al, 2010).

No Brasil, estima-se que cerca de 4,32 milhões de idosos caem a cada ano e entre estes, 2.175 milhões sofrem com algum tipo de consequência da queda (ABREU e CALDAS, 2008). A alta incidência de quedas em idosos está associada com o comprometimento da execução de tarefas motoras complexas em decorrência das mudanças nos sistemas sensório-motor e musculoesquelético advindas do envelhecimento (BLAKE et al, 1988; YEN et al, 2009).

Considerando que a etiologia da queda é multifatorial, o entendimento amplo de fatores biomecânicos e fisiológicos, os quais podem aumentar o risco deste evento em idosos é de extrema relevância (LAROCHE et al, 2010). Hernandez, Goldberg e Alexander (2010) observaram que a diminuição da força dos músculos do quadril está relacionada com a dificuldade em realizar atividades funcionais como inclinar, agachar ou ajoelhar.

Nesse sentido, destaca-se a importância dessa articulação na população idosa, uma vez que, o quadril é fundamentalmente o eixo central de todo o corpo (NEUMANN, 2010) e é projetado para suportar grandes forças (MENDIS et al, 2009). Os músculos que cruzam a articulação do quadril são importantes para sua função, bem como para a sua estabilidade (TORRY et al, 2006). Diminuição na força

muscular, no controle e na flexibilidade dos músculos do quadril podem comprometer a estabilidade de movimentos rotineiros que envolvem atividades funcionais e recreativas (NEUMANN, 2010).

O termo estabilidade descreve a condição na qual um sistema se mantém em equilíbrio mesmo diante da ocorrência de perturbações cinéticas e cinemáticas (MOORHOUSE e GRANATA, 2007). A estabilidade na condição dinâmica é garantida pela rápida capacidade de geração de força e o adequado recrutamento de fibras musculares (CHOLEWICK et al, 1997; VAN DIEËN et al, 2003; CHOLEWICKI et al, 2005).

O quadril tem sido apontado como uma importante articulação utilizada no controle postural dinâmico de indivíduos que apresentam limitação na eficácia de produção de torque no tornozelo, como por exemplo os indivíduos idosos (LEAVEY, SANDREY e DAHMER, 2010). Juntamente com outras estratégias, como a estratégia articular do tornozelo e a estratégia do passo, a articulação do quadril, além de ser necessária para ajustes posturais em uma base de suporte pequena, também é adotada durante perturbações repentinas, como um tropeço, em superfícies planas, sendo altamente eficaz como meio de estabilização dinâmica (DIENER, HORAK e NASHNER, 1988; RUNGE et al, 1999).

Embora diversos autores considerem crucial que haja estabilidade da articulação do quadril para evitar a queda, a contribuição biomecânica dessa região anatômica ainda é pouco conhecida (ANDERS et al, 2007; WERT et al, 2010). A avaliação da função muscular do quadril é importante para identificar quando um músculo específico ou grupos musculares apresentam alterações na sua função, as quais podem alterar a distribuição de forças através da superfície articular, potencialmente causando, ou no mínimo pré-dispondo mudanças degenerativas na

cartilagem articular, no osso e nos tecidos que circundam essa região (CHANG et al., 2005; COSTA et al., 2010; NEUMANN, 2010).

Nesse sentido, o torque é uma variável que pode expressar a força muscular máxima, a qual é essencial no controle e na estabilidade postural (BRAUER, WOOLLACOT e SHUMWAY-COOK 2001; HORVAT et al, 2003; MIRKOV et al, 2004). O torque é definido como o efeito rotacional da força, gerada por um grupo muscular em relação a uma determinada articulação (DVIR, 2002).

A capacidade do sistema motor para produção de torque a fim de neutralizar perturbações que levariam a perda de equilíbrio tem sido um componente essencial para evitar quedas (HALL, WOOLLACOTT e JENSEN, 1999). Em estudo realizado por LaRoche et al (2010) na somatória dos picos de torque do joelho e do tornozelo, o valor absoluto dos torques foi 19% menor em idosas caídas quando comparadas com idosas não caídas.

No entanto, a queda pode estar mais relacionado a capacidade de produzir potência muscular do que torque (BENTO et al, 2010). A potência muscular é o produto da força de contração pela velocidade do movimento. É um forte preditor do desempenho da função motora, além de um forte indicativo da incidência de quedas e do estado funcional em idosos (CASEROTTI et al, 2008).

A potência muscular depende de duas propriedades fundamentais do sistema contrátil: primeiro, a capacidade de alta produção de força muscular que está relacionado com o número de sarcômeros ativos em paralelo, e segundo, a capacidade de produzir força muscular em altas velocidades, que está relacionado com o número de sarcômeros ativos em série (EDGERTON et al, 1986; KRAEMER e NEWTON, 2000). Assim, a potência muscular máxima depende da morfologia do músculo (área secção transversa, comprimento da fibra muscular, composição dos

tipos de fibras) bem como de propriedades de ativação neuromuscular. Portanto, a potência muscular está intimamente ligada à força muscular máxima (KRAEMER e NEWTON, 2000).

A potência muscular pode ser influenciada pela taxa de desenvolvimento de força (TDF), uma vez que a TDF determina a magnitude da aceleração na fase inicial de um movimento e, conseqüentemente, influencia a velocidade desse movimento (CASEROTTI et al, 2008).

A taxa de desenvolvimento de força (TDF) é um termo utilizado para descrever a capacidade de desenvolver força muscular rapidamente (AAGAARD et al, 2002) e é obtida através da razão entre a variação da força pela variação do tempo (CORVINO et al, 2009). Além disso, tem sido considerada um importante parâmetro para quantificar a habilidade do sistema neuromuscular de exercer ações musculares explosivas realizadas com contrações dinâmicas (HAKKINEN, ALEN e KOMI, 1985; AAGAARD et al, 2002).

A TDF sofre a influência de diversos fatores, entre eles as propriedades musculares que abrangem o tamanho muscular, área relativa das fibras de contrações rápidas e a composição da isoforma da miosina de cadeia pesada (HAKKINEN, ALEN e KOMI, 1985; HARRIDGE et al, 1996). Além desses, a distribuição das fibras musculares (HARRIDGE et al, 1996; AAGAARD e ANDERSEN, 1998) e fatores neurais, como a magnitude de produção eferente do motoneurônio na fase inicial de contração (VAN CUTSEM, DUCHATEAU e HAINAUT, 1998; AAGAARD, 2003), a frequência de disparos e o recrutamento dos motoneurônios também são capazes de influenciar a TDF (HAKKINEN, ALEN e KOMI, 1985; SALE, 1988; VAN CUTSEM, DUCHATEAU e HAINAUT, 1998; AAGAARD, 2003).

Em idosos, a capacidade de exercer uma ascensão rápida de torque pode reduzir a incidência de quedas relacionadas ao controle postural prejudicado (AAGAARD et al, 2002).

Nesse sentido, a TDF, a potência e o torque muscular podem ser variáveis importantes na identificação de fatores relacionados ao risco de quedas em idosos.

Além disso, a eletromiografia de superfície tem se mostrado uma ferramenta muito eficiente na representação das respostas musculares frente as atividades de vida diárias (ROETENBERG et al, 2003). Estudos mostram que o idoso apresenta maior ativação muscular em situação de desequilíbrio do que jovens (THELEN et al, 2000). Assim, tal condição pode aumentar a probabilidade de ocorrência de fadiga muscular e potencializar o risco de quedas nesta população (HELBOSTAD et al, 2007). Mudanças intrínsecas nas propriedades do músculo também podem ser refletidas em alterações na ativação muscular (DESMEDT e GODAUX, 1978; MALGORZATA et al, 2008).

Neste sentido, a avaliação da atividade muscular trás importantes informações sobre o comportamento neuromuscular de idosos e fornece subsídios para complementar a orientação de estratégias de prevenção a quedas (SCHMITZ et al, 2009).

Capítulo 2- Artigo I

COMPARAÇÃO DE TORQUE, POTÊNCIA E ATIVIDADE ELETROMIOGRÁFICA DOS MÚSCULOS DO QUADRIL DE IDOSOS CAIDORES E NÃO CAIDORES

Mary Hellen Morcelli ^I; Denise Martinelli Rossi ^I; Nise Ribeiro Marques ^I; Camilla Zamfoline Hallal ^I; Luciano Fernandes Crozara ^I; Adalgiso Croscato Cardozo ^{I,III}; Dain P. LaRoche ^{IV}; Mauro Gonçalves ^{I,III}; Marcelo Tavella Navega ^{I,II}

^I Programa de Pós-Graduação em Desenvolvimento Humano e Tecnologias. Instituto de Biociências - UNESP. Rio Claro, SP.

^{II} Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional. Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Filosofia e Ciências - UNESP. Marília, SP.

^{III} Departamento de Educação Física. Universidade Estadual Paulista. Instituto de Biociências - UNESP. Rio Claro, SP.

^{IV} Department of Kinesiology. University of New Hampshire. Durham, NH.

Endereço para correspondência:

Prof. Dr. Marcelo Tavella Navega.

Av. Higyno Muzzi Filho, 737

Bairro: câmpus Universitário

17.525-900 - Marília, SP

e-mail: labiomec@rc.unesp.br

RESUMO:

Queda é um problema grave em idosos, de etiologia multifatorial e que causa impacto negativo na vida desses indivíduos. A diminuição da força muscular tem sido apontada como um dos principais fatores causais da queda. O prejuízo da função muscular do quadril pode desafiar o controle postural e desta forma, comprometer o indivíduo em situações de desequilíbrio. O objetivo do estudo foi comparar o torque e potência muscular dos flexores, extensores, abdutores e adutores do quadril e a atividade eletromiográfica dos músculos que envolvem essa articulação. Foram avaliadas 44 idosas, sendo 20 caídas e 24 não caídas. Foram realizadas 5 contrações isocinéticas para cada movimento, sendo que na flexão e extensão as velocidades foram de 30°/s e 120°/s e para abdução e adução de 30°/s e 180°/s. Durante a coleta de dados isocinético também foram coletados dados eletromiográficos dos seguintes músculos: Oblíquo interno (OI), Reto femoral (RF), Mutífo(Mu), Glúteo máximo(GM) e Bíceps femoral (BF). Idosos caídos apresentaram torque muscular dos extensores, abdutores e adutores significativamente menores do que idosos não caídos, além de menor potência muscular para os flexores, extensores e abdutores de quadril ($p \leq 0.05$). Além disso, os caídos também apresentaram ativação muscular significativamente maior do RF e BF, porém menor ativação do GM durante os picos de torque, bem como menor razão eletromiográfica do OI/Mu durante todos os movimentos realizados ($p \leq 0.05$). Idosos caídos apresentam menor torque e potência muscular da articulação do quadril, com maior ativação muscular que idosos não caídos, o que sugere maior probabilidade de fadiga e eventuais quedas.

Palavras-chave: quadril, idosos, dinamômetro de força muscular, eletromiografia.

INTRODUÇÃO

Queda é um problema grave em idosos, principalmente devido ao impacto negativo na qualidade de vida e deterioração das funções desses indivíduos (1). Sua etiologia é multifatorial, por isso o amplo entendimento de fatores biomecânicos e fisiológicos, os quais podem aumentar o risco deste evento em idosos é de extrema relevância (2). Apesar de ser apenas um dos muitos fatores associados a quedas, a diminuição da função muscular tem sido apontada como um importante contribuidor no risco de queda (3-4).

A estratégia articular do quadril é importante para re-estabeler o equilíbrio quando a estratégia do tornozelo é insuficiente para realizar tal função e principalmente em situações onde a base de suporte do indivíduo é pequena e as perturbações no equilíbrio são maiores. A estratégia do quadril é habitualmente utilizada pela população idosa, uma vez que esses indivíduos apresentam limitações na produção de torque da articulação do tornozelo e conseqüentemente um comprometimento na utilização dessa estratégia (6). Neste sentido, a fraqueza da musculatura do quadril pode desafiar o equilíbrio durante atividades de vida diária em indivíduos idosos (5).

A avaliação da função muscular do quadril é importante para identificar quando um músculo específico ou grupos musculares apresentam alterações na sua função, as quais podem alterar a distribuição de forças através da superfície articular, potencialmente causando, ou no mínimo pré-dispondo mudanças degenerativas na cartilagem articular, no osso e nos tecidos que circundam (7).

Estudos prévios apontam que o declínio na capacidade de gerar torque e potência muscular em grandes grupos musculares pode gerar instabilidade na marcha (9-14). Haja vista que a capacidade humana de gerar força e potência

muscular diminui especialmente após os 60 anos, idosos podem apresentar comprometimentos no controle postural devido a uma diminuição na força e potência muscular (15-16).

A capacidade do sistema motor para produção de torque a fim de neutralizar perturbações que levariam a perda de equilíbrio tem sido componente essencial para evitar quedas (9-14). Associado a isso, a potência muscular é apontada como preditor do desempenho da função motora, além de um forte indicativo da incidência de quedas e do estado funcional em idosos (17).

A contribuição biomecânica da articulação do quadril para manter ou recuperar o equilíbrio diante de uma perturbação externa ainda é pouco conhecida, embora diversos autores considerem crucial que haja estabilidade desta região anatômica para evitar a queda (18-19). Desse modo, considerando que a articulação do quadril desempenha papel importante no controle postural dinâmico e que a diminuição da função muscular tem sido apontada como um dos principais fatores relacionados a quedas em idosos, o presente estudo teve como objetivo comparar o torque, potência muscular e atividade eletromiográfica dos músculos da articulação do quadril de idosos caídores e não caídores.

Sendo assim, a hipótese do presente estudo é que os idosos caídores apresentem menor potência e pico de torque na articulação do quadril do que os idosos não caídores, além de alterações no padrão do recrutamento das unidades motoras.

MÉTODO

Sujeitos

O presente estudo foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa local (CEP 69/2009) e todos os participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

Foram avaliadas 44 idosas de 60-85 anos, divididas entre dois grupos: grupo de idosas caídas (IC, n=20) e grupo de idosas não caídas (INC, n=24), conforme relato de queda no último ano (4). A queda foi considerada como um evento não intencional no qual o indivíduo atingisse o chão. A mesma foi indagada através de um questionário desenvolvido especialmente para o estudo, no qual eram questionados o número de vezes do evento e em qual circunstância o mesmo ocorreu. Não houve diferença significativa na massa corporal, idade e estatura entre os grupos (Tabela 1) e todas voluntárias foram classificadas como fisicamente ativas, segundo o questionário de Baecke modificado para idosos que leva em consideração as atividades domésticas, esportivas e de lazer. Como critério de inclusão da amostra foram considerados participantes aqueles indivíduos que não apresentaram dor, fratura, ou lesão grave em tecidos moles nos 6 meses pregressos ao estudo, bem como histórico de alterações neurológicas, cardiovasculares ou respiratórias, vestibulopatias e neuropatia periférica (20-21).

Tabela 1. Valores de média e desvio-padrão da idade, massa e estatura de idosos caídores e não caídores.

	Não caídores (n=24)	Caídores (n=20)	Valor p
Idade (anos)	65.6 (6.0)	68.8 (6.6)	0.13
Massa (Kg)	65.3 (13.3)	65.6 (10.2)	0.70
Estatura (m)	1.55 (0.06)	1.52 (0.05)	0.77

Legenda: Kg (quilogramas), m (metros).

Procedimentos

As voluntárias compareceram ao laboratório em um único dia. Inicialmente foi realizada uma entrevista de dados pessoais, cuidados com a saúde e determinação do protocolo de lateralidade, formado pela execução de três tarefas: chutar uma bola, subir e descer um degrau e sofrer um deslocamento anterior e posterior. Cada tarefa foi realizada três vezes (22).

O protocolo de coleta de dados consistia de avaliação dinamométrica e eletromiográfica. A avaliação dinamométrica foi realizada em um dinamômetro isocinético System 4 PRO (Biodex®), o qual foi sincronizado com o sistema de eletromiografia da Noraxon®.

Dinamômetro Isocinético

Previamente a avaliação isocinética foi realizado 5 minutos de preparação em uma esteira ergométrica Millennium Super ATL (INBRAMED®). A determinação da velocidade de preparação (VP) foi baseada na velocidade de preferência da marcha em solo (VPMS), a qual foi estabelecida utilizado-se um sistema de fotocélulas (Speed Test 6.0) posicionadas a 10 metros de distância (23-24). A partir de 50% da VPMS foi realizado um aumento de velocidade da esteira até que a voluntária relatou que esta velocidade estava rápida, em seguida, a velocidade foi reduzida até

que a voluntária relatou que a velocidade da esteira estava lenta. Assim, este protocolo foi repetido por três vezes e a média das três velocidades mais rápidas e mais lentas foi considerada a VP.

Antes do início do protocolo de avaliação dinamométrica e após a preparação, foi realizada familiarização da voluntária com o equipamento (12). A familiarização foi composta por 3 contrações submáximas dos grupos musculares que foram avaliados em todas as velocidades utilizadas durante o protocolo de avaliação (25). A avaliação isocinética foi realizada no quadril do membro dominante. As voluntárias realizaram os movimentos de flexão e extensão, abdução e adução do quadril e todas receberam comando verbal padronizado (“Força, força...”) para que realizassem o movimento o mais rápido e o mais forte possível.

O posicionamento para realização do teste de flexão e extensão foi realizado com a voluntária em decúbito supino e o eixo rotacional do dinamômetro foi alinhado com o eixo articular do quadril. A alavanca do dinamômetro foi posicionada 5 cm acima da borda superior da patela. A cintura e o membro inferior contralateral foram fixados por cintos (26). Para o teste de abdução e adução, a voluntária foi posicionada em decúbito lateral e o eixo rotacional do dinamômetro foi alinhado com um ponto representado pela intersecção de duas retas. A primeira reta foi traçada inferiormente da espinha íliaca postero-superior em direção ao joelho. A segunda reta foi traçada medialmente do trocânter maior do fêmur em direção à linha média do corpo. A alavanca do dinamômetro foi posicionada 5 cm acima da borda superior da patela. As voluntárias foram instruídas a manter seus dedos para frente e não realizar flexão de joelho a fim de evitar alterações no recrutamento muscular e compensações durante a avaliação. A cintura e o membro inferior contralateral foram fixados por cintos (27).

O protocolo de avaliação foi composto por 5 contrações isocinéticas concêntricas nas velocidades 30°/s e 120°/s e na amplitude de 10° a 60° para flexão e extensão do quadril, e de 30°/s e 180°/s e na amplitude de 0° a 30° para abdução e adução do quadril (28-29).

Os tipos de movimentos e as velocidades angulares foram definidos de forma aleatória por sorteio e o intervalo entre eles foi de 5 minutos.

Eletromiografia

Os sinais eletromiográficos foram coletados durante todo o teste isocinético, sendo que este sinal foi sincronizado por meio da placa de sincronização de sinais biológicos (Noraxon®). Foram utilizados eletrodos de superfície de Ag/AgCl (Miotec®), em configuração bipolar, com área de captação de 1cm de diâmetro e distância intereletrodos fixa de 2 cm. Previamente a colocação dos eletrodos, foi realizada a tricotomia, abrasão com lixa fina e limpeza da pele com álcool, como forma de evitar possíveis interferências no sinal eletromiográfico (30).

Para a captação dos sinais eletromiográficos durante o teste, foi utilizado um módulo de aquisição de sinais biológicos por telemetria Myoresearch (Noraxon®) de 8 canais, software da Myoresearch (Noraxon®), calibrado com frequência de amostragem de 2000 Hz, ganho total de 2000 vezes (20 vezes no sensor e 100 vezes no equipamento).

Os eletrodos foram posicionados nos músculos RF, GM, BF e Mu segundo as normas do SENIAM, e OI de acordo como proposto em estudo prévio (31).

Análise de dados

Processamento dos dados

As análises do sinal EMG, do torque e potência muscular foram realizadas em rotinas específicas desenvolvidas em ambiente Matlab (Mathworks® 7.0).

Assim, foram obtidos os valores de torque máximo e potência referentes a quatro contrações isocinéticas, uma vez que a primeira contração foi desconsiderada. O sinal do torque foi processado com um filtro de 4ª ordem de 6 Hz. Os valores foram normalizados pela massa corporal de cada indivíduo. Para análise do torque foram utilizadas as velocidades mais baixas (30°/s) enquanto que para análise da potência muscular as velocidades mais altas (120°/s ou 180°/s).

O sinal EMG dos músculos OI, RF, Mu, GM e BF foram processados no domínio do tempo. Para isso, o sinal EMG foi filtrado com um filtro passa alta de 20 Hz e passa baixa de 500 Hz. Em seguida o sinal foi retificado por onda inteira e suavizado, com a utilização de filtro passa baixa de 4ª ordem com frequência de corte de 6 Hz. Assim, foi obtido o envoltório linear, que foi, posteriormente, normalizado pelo valor médio de ativação de cada músculo para cada voluntária. O envoltório linear foi calculado em uma janela de 100 milisegundos no momento do pico de torque

A partir dos valores de envelope foi obtida a comparação, entre os grupos, do RF durante a flexão de quadril, do GM e BF durante a extensão, além da razão EMG do OI/Mu durante os movimentos de flexão, extensão, adução e abdução do quadril com o objetivo de verificar a co-ativação dos músculos estabilizadores do tronco durante movimentos do quadril.

Análise Estatística

Com o uso do pacote estatístico PASW 18.0 (SPSS Inc.), foram realizadas as comparações entre IC e INC para os valores de Torque Máximo, Potência, ativação e razão EMG. Após verificação da normalidade dos dados por meio do teste Shapiro Wilk, foi utilizado o teste t-Student para amostras independentes quando classificados como dados normais e o teste Mann Withney quando classificados como dados não normais, adotando como nível de significância de $p \leq 0.05$.

RESULTADOS

Os dados referentes aos valores de torque muscular máximo estão apresentados na Figura 1. Foram observadas diferenças significativas entre os grupos para os movimentos de extensão ($p=0.037$), abdução ($p= 0.02$) e adução ($p=0.003$) de quadril, sendo que o grupo INC apresentou valores maiores para essas variáveis.

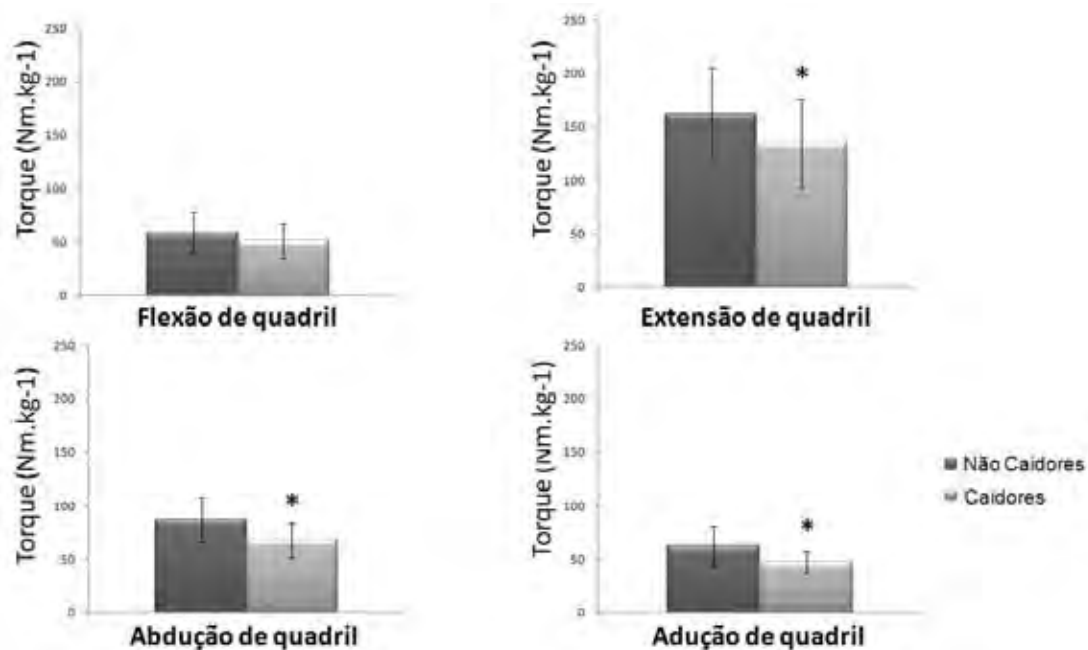


Figura 1: Torque (Nm.kg-1) de flexores, extensors, abdutores e adutores de quadril de idosos caídores e não caídores obtidos de contrações isocinéticas na velocidade angular de 30°/s (*p≤ 0.05).

Na Figura 2, pode-se observar que o grupo IC apresentou valores de potência muscular significativamente menores do que o grupo INC nos movimentos de abdução (p=0.04), flexão (p=0.02) e extensão (p=0.01) de quadril.

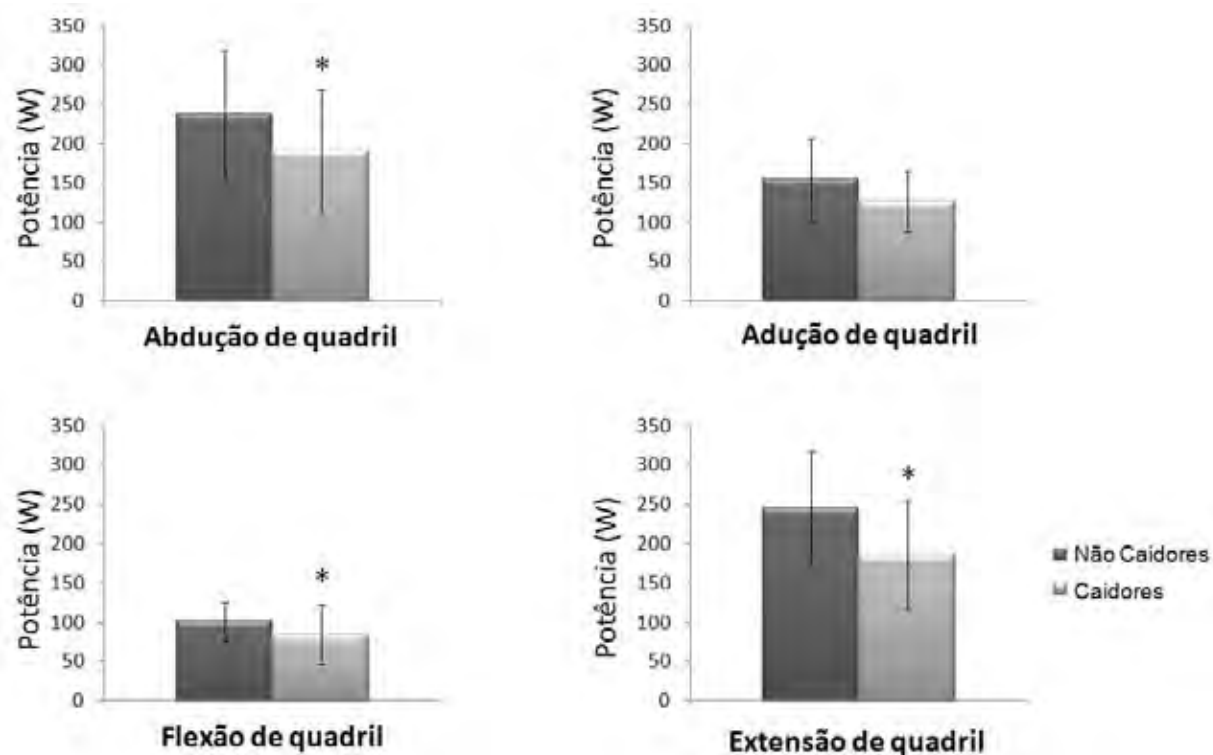


Figure 2. Potência (W) de abdutores, adutores, flexores e extensor de quadril de caídores e não caídores obtida de contrações isocinéticas nas velocidades angulares de 180°/s e 120°/s respectivamente (* $p \leq 0.05$).

Em relação aos dados EMG, a Tabela 2 apresenta os valores referentes aos músculos RF, GM, BF, OI e Mu durante 100 ms do pico de torque em todos os movimentos. No movimento de flexão de quadril o grupo IC apresentou maior atividade muscular do RF quando comparado ao grupo INC. Na extensão, houve maior ativação muscular do GM no INC do que no IC, enquanto que para o músculo BF, o grupo IC apresentou valores maiores de ativação muscular quando comparados com grupo INC.

Em relação a razão EMG OI/Mu em todos os movimentos realizados (flexão, extensão, adução e abdução de quadril) o grupo IC apresentou valores significativamente menores do que INC.

Tabela 2. Valores de ativação muscular do RF(Reto Femoral), GM (Glúteo Máximo) e Biceps Femoral (BF) e razão eletromiográfica do Oblíquo interno e Multifido(OI/Mu) durante flexão, extensão, abdução e adução de quadril na velocidade angular de 30°/s. Valores mínimo (min), máximo (max) e mediana (med) expressos em percentual da média de ativação muscular.

		Caidores (n=20)			Não Caidores (n=24)			
		Min	Med	Max	Min	Med	Max	p
Flexão	RF	99.3	99.5	102.4	94.5	96.7	118.3	0.0001
	OI/Mu	2.91	2.95	4.95	4.55	4.56	5.97	0.0001
Extensão	GM	93.7	101.1	102.2	85.9	102.8	104.9	0.0001
	BF	95.5	100.9	101.4	80.4	81.1	86.6	0.0001
	OI/Mu	0.52	0.59	0.87	0.85	0.9	1.15	0.0001
Abdução	OI/Mu	1.22	1.23	2.47	2.24	2.25	3.17	0.0001
Adução	OI/Mu	0.85	1.12	1.16	2.72	2.88	9.40	0.0001

A relação do torque máximo dos extensores de quadril juntamente com a atividade eletromiográfica do músculo GM e BF estão respectivamente representados na Figura 3.

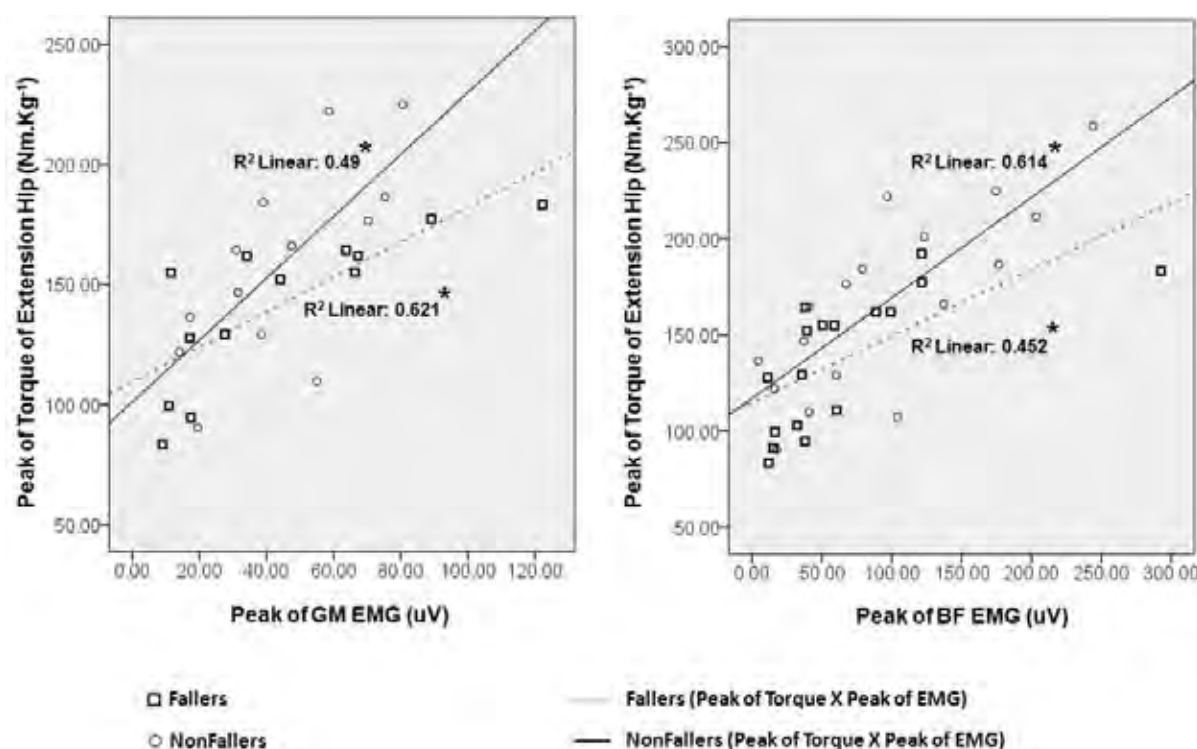


Figura 3. Relação entre pico de torque extensor do quadril e pico de ativação do GM e BF.

Foi observada uma relação significativa entre a produção de torque extensor e a atividade EMG do GM no grupo INC ($p=0.019$; $R^2= 0.49$), bem como no grupo IC

($p= 0.001$; $R^2= 0.621$). Além disso, também houve relação significativa do torque extensor com a atividade EMG do BF tanto no grupo INC ($p=0.0001$; $R^2= 0.614$) como no IC ($p= 0.003$; $R^2= 0.452$).

DISCUSSÃO

A força muscular é um dos componentes do sistema musculoesquelético e, portanto, desempenha papel importante na manutenção da estabilidade postural, fator essencial para que um indivíduo se mantenha em condições suficientes para minimizar as eventuais perturbações do equilíbrio e evitar as quedas. Com o avanço da idade o risco de quedas aumenta significativamente (1). A identificação de fatores relacionados a esse evento é de extrema importância para orientar intervenções clínicas aplicáveis a essa população (11).

A função muscular do quadril é crucial para muitos tipos de atividades da vida diária, para estabilidade postural e equilíbrio dinâmico (32). Neste sentido, o presente estudo identificou importantes alterações na função muscular da articulação do quadril de idosos caídores.

O força é um parâmetro da função muscular que tem sido apontado como um importante componente para manutenção do equilíbrio e desempenho funcional (33). O torque pode expressar a força máxima de um grupo muscular, desta forma, os valores de torque referentes aos movimentos de extensão, abdução e adução do quadril foram menores no grupo IC quando comparados ao grupo INC, mostrando que alterações na força desses grupos musculares podem estar associados a ocorrência de quedas na população idosa. No entanto, o torque muscular dos flexores de quadril não apresentou diferença entre os grupos, o que pode ser

explicado devido à menor exigência desse grupo muscular em situações que demandam produção de torque a fim de restabelecer o equilíbrio (7).

A oscilação postural no sentido médio-lateral tem sido associada ao risco de quedas, tanto a quedas que já ocorreram como também a quedas futuras e recorrentes (34-36). Do ponto de vista biomecânico, o controle do equilíbrio médio lateral depende da produção de torque adutor e abductor associado a movimentos posturais do tronco (37-38). Comprometimentos desses fatores neuromusculares decorrentes do processo de envelhecimento podem contribuir para instabilidade lateral e aumentar o risco de quedas nessa população (9). Esses conceitos fortalecem os dados encontrados no presente estudo, o qual identifica que idosos caídores apresentam menor torque muscular dos adutores e abdutores de quadril.

Além disso, os extensores de quadril são capazes de produzir maior torque do que qualquer outro grupo muscular que envolva essa mesma articulação (Figura 1). A estabilidade do torque extensor de quadril tem sido indicada como um parâmetro importante na manutenção do equilíbrio e funcionalidade, uma vez que esse grupo muscular é responsável por impulsionar o corpo para cima e para frente durante situações dinâmicas (7).

Em estudo prévio foi observado que jovens apresentam maior estabilidade de torque extensor quando comparados a idosos, explicando algumas deficiências funcionais, como dificuldade em subir e descer escadas e levantar e sentar de uma cadeira (32). Tais fatores ajudam a entender o comprometimento na produção de torque extensor do quadril em idosos caídores quando comparados a idosos não caídores. A redução da força muscular dos extensores de quadril pode acarretar uma diminuição no ângulo de extensão dessa mesma articulação. Estudos prévios mostram que essa diminuição no ângulo de extensão do quadril durante a marcha

acarreta alterações biomecânicas como diminuição no comprimento do passo e alteração do padrão de marcha, o que diminui a mobilidade desses indivíduos e consequentemente aumenta o risco de quedas (19).

Em relação aos valores de potência, foi observado que o grupo IC apresentou menor potência muscular do que INC nos movimentos de flexão, extensão e abdução de quadril. A potência é um forte preditor do desempenho da função motora, além de ser um bom indicativo da incidência de quedas e do estado funcional em idosos (17).

Haja vista a importância do controle postural médio lateral, os músculos abdutores podem estar mais comprometidos do que os adutores em indivíduos caídores, já que para os valores de potência muscular da adução não houve diferença significativa entre os grupos. Isso pode ocorrer devido a funcionalidade dos músculos abdutores na manutenção da estabilidade no plano frontal durante a marcha, no controle do alinhamento dos membros e na transferência de força dos membros inferiores para a pelve (39). Essa estabilidade, que ocorre devido aumento da força de compressão entre o acetábulo e a cabeça do fêmur, também é importante para controlar o momento de adução do quadril durante a marcha (7,40). A fraqueza dos abdutores desempenha papel nas limitações funcionais em idosos, além de estar associada a um pior desempenho físico (41). Alguns autores (42) apontam que a fraqueza dos abdutores de quadril pode predizer futuras quedas em idosos da comunidade. Sendo assim, a diminuição da potência muscular dos abdutores de quadril em idosos caídores pode estar relacionada a uma fraqueza desse grupo muscular.

Em relação a atividade EMG dos músculos do tronco, foi observada que durante todos os movimentos a razão EMG IO/Mu foi maior no grupo INC. A co-

ativação é descrita como uma estratégia para aumentar o *stiffness* articular e consequentemente melhorar a estabilidade (43). O objetivo do aumento do *stiffness* articular é para compensar os danos neuromotores decorrentes do processo de envelhecimento (44).

Os músculos do tronco devem gerar uma força suficiente para neutralizar as perturbações da pelve, a qual modifica conforme a atividade a ser executada (45). Para a execução de qualquer movimento do quadril é importante que a pelve esteja estável, caso os músculos do tronco não realizem essa função, a ação de qualquer outra força, por exemplo, um músculo flexor poder inclinar ou rodar a pelve (7). Geralmente a ativação dos músculos do tronco precede a atividade dos músculos responsáveis pelos movimentos do quadril. Essa ativação prévia reflete um mecanismo de *feedback* para estabilizar a região lombo pélvica aumentando a pressão intra-abdominal e a tensão na fascia toraco-lombar (46). Sendo assim, uma co-ativação dos músculos do tronco pode indicar uma maior estabilidade dessa região durante movimentos do quadril.

Quando comparamos a relação pico de torque extensor com a atividade EMG do músculo GM e BF observa-se que para atingir o mesmo valor de pico de torque extensor, o grupo IC necessita recrutar maior número de unidades motoras do que INC para ambos músculos. Além disso, infere-se que, na avaliação realizada, o músculo GM é responsável por 49% da produção de torque extensor nos indivíduos não caídores, enquanto que nos caídores esse valor é de 62,1%. Já para o músculo BF essa relação é de 61,4% e 45,2% respectivamente (Figura 3). Os dados de ativação muscular apresentados na Tabela 2 complementados pela Figura 3, mostram que o grupo IC apresentou valores de ativação muscular maiores nos 100 ms do pico de torque quando comparados ao grupo INC.

Idosos podem apresentar maior ativação muscular do que jovens para executar uma mesma tarefa. Isso ocorre devido ao declínio na força muscular decorrente do processo de envelhecimento, onde esses indivíduos necessitam recrutar mais fibras musculares para realizar uma tarefa específica, o que pode aumentar a probabilidade de ocorrência de fadiga muscular e potencializar o risco de quedas nesta população (44).

Haja vista essa teoria, os dados mostram que os idosos caídores apresentaram tal comportamento, mostrando que a maior ativação muscular pode estar relacionada a eventos de queda.

No entanto, o músculo GM mesmo apresentando uma boa relação com o torque extensor e mostrando necessidade de maior recrutamento de unidades motoras desse músculo no grupo IC para atingir o mesmo pico de torque que o grupo INC, o valor de ativação do GM no 100 ms de torque foi maior no INC.

O GM tem uma área de secção transversa grande, sendo considerado o principal extensor de quadril. Além disso, possui uma estratégia para aumento da eficiência metabólica durante a postura em pé e na marcha, onde a co-ativação do GM com os músculos abdominais realiza uma manobra de alongamento passivo dos flexores de quadril reeducando o paciente em termos de controle biomecânico dessa região (7,47). Isso sugere que os idosos não caídores podem utilizar dessa estratégia de co-ativação, a fim de melhorar o controle biomecânico dessa região quando estão em situações que demandam grande produção de força.

Nesse estudo, a atividade EMG dos músculos abdutores e adutores não foi verificada, estudos futuros devem abordar esse aspecto uma vez que foram identificadas alterações na força muscular de idosos caídores durante os movimentos de abdução e adução de quadril.

Além disso, o protocolo de coleta de dados foi realizado na postura deitada com o objetivo de estabilizar a região a ser avaliada e evitar compensações. Por isso, a extrapolação dos resultados para atividades funcionais que envolvam outras posturas, como a posição ortostática deve ser realizada de forma cautelosa.

CONCLUSÃO

Os dados do presente estudo indicam que variáveis biomecânicas são importantes parâmetros relacionados ao risco de quedas em idosos, e permitem concluir que idosos caídores apresentam menor torque e potência nos músculos da articulação do quadril, com maior ativação desses músculos, ao comparar com o desempenho de idosos não caídores. Além disso, como estratégia para aumentar a estabilidade, idosos não caídores apresentam maior co-ativação dos músculos do tronco durante a realização de movimentos de quadril.

REFERÊNCIAS

1. Hong GRS, Sung-Hyun cho SH, Tak YR. Falls among Koreans 45 years of age and older: incidence and risk factors. *Journal of Advanced Nursing*.2010;66(9):2014-2024.
2. LaRoche DP, Cremin KA, Greenleaf B, Croce RV. Rapid torque development in older female fallers and nonfallers: A comparison across lower-extremity muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2010; 20:482–488.
3. Pijnappel M, Van Der Burg JCE, Reeves ND, Van Dieën JH. Identification of elderly fallers by muscle strength measures. *European Journal of Applied Physiology*.2008;102:585–592.
4. Bento PCB, Pereira G, Ugrinowitsch C, Rodacki ALF. Peak torque and rate of torque development in elderly with and without fall history. *Clinical Biomechanics*. 2010; 25:450–454.
5. Mendis MD, Hides JA, Wilson SJ, Grimaldi A, Belavy DL, Stanton W, Felsenberg D, Rittweger J, Richardson C. Effect of prolonged bed rest on the anterior hip muscles. *Gait & Posture*. 2009;30(4):533–537.
6. Leavey VJ, Sandrey MA, Dahmer G. Comparative Effects of 6-Week Balance, Gluteus Medius Strength, and Combined Programs on Dynamic Postural Control. *Journal of Sport Rehabilitation*. 2010;19:268-287.
7. Neumann DA. Kinesiology of the Hip: A Focus on Muscular Actions. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 2010;40(2):82-94.
8. Hall CD, Woollacott MH, Jensen JL. Age related changes in rate and magnitude of ankle torque development: implications for balance control. *Journal of Gerontology*. 1999; 54:507-513.
9. Johnson ME, Mille ML, Martinez KM, Crombie G, Rogers MW. Age-related changes in hip abductor and adductor joint torques. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2004; 85(4): 593-597.
10. Mademli L, Arampatzis A. Mechanical and morphological properties of the triceps surae muscle–tendon unit in old and young adults and their interaction with a submaximal fatiguing contraction. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2008;18:89–98.
11. Hilliard MJ, Martinez KM, Janssen I, Edwards B, Mille ML, Zhang Y, Rogers MW. Lateral balance factors predict future falls in community-living older adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2008; 89(9): 1708-1713.

12. Hartmann A, Knols R, Murer K, Bruin ED. Reproducibility of an Isokinetic Strength-Testing Protocol of the Knee and Ankle in Older Adults. *Gerontology*. 2009;55:259–268.
13. Wilder MR, Cannon J. Effect of age on muscle activation and twitch properties during static and dynamic actions. *Muscle & Nerve*. 2009;39(5):683-691.
14. Clark D, Patten C, Reid KF, Carabello RJ, Phillips EM, Fielding RA. Impaired voluntary neuromuscular activation limits muscle power in mobility-limited older adults. *Journal of Gerontology*. 2011; 65(5): 495–502.
15. Ordway NR, Hand N, Briggs G, Ploutz-Snyder LL. Reliability of knee and ankle strength measures in an older adult population. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2006;20(1):82-87.
16. Lovell DI, Cuneo R, Gass GC. Can Aerobic Training Improve Muscle Strength and Power in Older Men? *Journal of Aging and Physical Activity*. 2010;18:14-26.
17. Caserotti P, Aagaard P, Larsen JB, Puggaard L. Explosive heavy-resistance training in old and very old adults: changes in rapid muscle force, strength and power. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2008;18:773–782.
18. Anders C, Wagner H, Puta C, Grassme R, Petrovitch A, Scholle HC. Trunk muscle activation patterns during walking in different speeds. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2007;17:245-252.
19. Wert DM, Brach J, Perera S, Van Swearingen JM. Gait biomechanics, spatial and temporal characteristics, and the energy cost of walking in older adults with impaired mobility. *Physical Therapy*. 2010;90(7):977-985.
20. Hahn ME, Lee HJ, Chou LS. Increased muscular challenge in older adults during obstructed gait. *Gait & Posture*. 2005; 22:356-361.
21. Abbud GAC, Li KZH, Demont RG. Attentional requirements of walking according to the gait phase and onset of auditory stimuli. *Gait & Posture*. 2009;30:227-232.
22. Sadeghi H, Allard P, Prince F, Labelle H. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait & Posture*. 2010; 12(1):34– 45.
23. Dingwell JB, Marin LC. Kinematic variability and local dynamic stability of upper body motions when walking at different speeds. *Journal of Biomechanics*. 2006; 39:444-452.
24. Watt JR, Franz JR, Jackson K, Dicharry J, Riley PO, Kerrigan DC. A three-dimensional kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy elderly subjects. *Clinical Biomechanics*. 2010;25(5):444-449.

25. Costa RA, Oliveira LM, Watanabe SH, Jones A, Natour J. Isokinetic assessment of the hip muscles in patients with osteoarthritis of the knee. *Clinics*. 2010;65(12):1253-1259.
26. Pinho L, Dias RC, Souza TR, Freire MTF, Tavares CF, Dias JM. D. Avaliação isocinética da função muscular do quadril e do tornozelo em idosos que sofrem quedas. *Revista Brasileira de Fisioterapia*. 2005;9(1);93-99.
27. Baldon RM, Nakagawa TH, Muniz TB, Amorim CF, Maciel CD, Serrão FV. Eccentric hip muscle function in females with and without patellofemoral pain syndrome. *Journal of Athletic Training*. 2009;44(5);490–496.
28. DVIR Z. Isocinética: Avaliações Musculares, Interpretações e Aplicações Clínicas. 1ª edição. Manole: 2002.
29. Julia M, Dupeyron A, Laffont I, Parisaux M, Lemoine F, Bousquet PJ, Hérisson C. Reproducibility of isokinetic peak torque assessments of the hip flexor and extensor muscles. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*. 2010; 53: 293–305.
30. Gonçalves M, Barbosa F. Análise de parâmetros de força e resistência dos músculos eretores da espinha lombar durante a realização de exercício isométrico em diferentes níveis de esforço. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*. 2005;11(2): 102-114.
31. Marshall P, Murphy B. The validity and reliability of surface EMG to assess the neuromuscular response of the abdominal muscles to rapid limb movement. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2003;13:477-489.
32. Grunte I, Hunter GR, McCurry BD, Bolding MS, Roy JL, McCarthy JP. Age and gender differences in hip extension and flexion torque steadiness. *Gerontology*. 2010;56(6):533-41.
33. Seynnes O, Hue OA, Garrandes F, Colson SS, Bernard PL, Legros P, Fiatarone Singh MA: Force steadiness in the lower extremities as an independent predictor of functional performance in older women. *J Aging Phys Act* .2005; 13: 395–408.
34. Maki BE, Holliday PJ, Topper AK. A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. *J Gerontol*. 1994;49:M72-84.
35. Lord SR, Rogers MW, Howland A, Fitzpatrick R. Lateral stability, sensorimotor function and falls in older people. *J Am Geriatr Soc*. 1999;47:1077-1081.
36. Stel VS, Smit JH, Pluijm SM, Lips P. Balance and mobility performance as treatable risk factors for recurrent falling in older persons. *J Clin Epidemiol*. 2003;56:659-668.
37. Rogers MW, Mille ML. Lateral stability and falls in older people. *Exerc Sport Sci Rev* 2003;31:182-187

38. Mille ML, Johnson ME, Martinez KM, Rogers MW. Age-dependent differences in lateral balance recovery through protective stepping. *Clin Biomech* (Bristol, Avon). 2005;20:607-616
39. Lyons K, Perry J, Gronley JK, et al. Timing and relative intensity of hip extensor and abductor muscle action during level and stair ambulation: an EMG study. *Phys Ther*. 1983;63:1597–1605.
40. Hurwitz DE, Foucher KC, Andriacchi TP. A new parametric approach for modeling hip forces during gait. *J Biomech*. 1990; 23:157-169.
41. Piva SR, Teixeira PEP, Almeida GJM, Gil AB, DiGioia III AM, Levison TJ, G. Fitzgerald GK. Contribution of Hip Abductor Strength to Physical Function in Patients With Total Knee Arthroplasty. *Physical Therapy*. 2011; 91(2).
42. Shumway–Cook A, Gruber W, Baldwin M, et al. The effect of multidimensional exercises on balance, mobility, and fall risk in community-dwelling older adults. *Phys Ther*. 1997;77:46 –57.
43. Hortobagyi T, Solnik S, Gruber A, Rider P, Steinweg K, Helseth J, DeVita, P. Interaction between age and gait velocity in the amplitude and timing of antagonist muscle coactivation. *Gait Posture*. 2009; 29: 558–564.
44. Nagai K, Yamada M, Uemura K, Yamada Y, Ichihashi N, Tsuboyama T. Differences in muscle coactivation during postural control between healthy older and young adults. *Archives of Gerontology and Geriatrics* 2011;53: 338–343.
45. Dewberry MJ, Bohannon RW, Tiberio D, Murray R, Zanotti CM. Pelvic and femoral contribution to bilateral hip flexion by subjects suspended from a bar. *Clin Biomech*. 2003; 18: 494-499.
46. Hodges PW, Eriksson AE, Shirley D, Grandjean SC. Intra-abdominal pressure increases stiffness on the lumbar spine. *J Biomech*. 2005; 38:1873-1880.
47. Winter DA. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Hoboken, NJ: Wiley. 2005.

Capítulo 3- Variáveis biomecânicas relacionadas ao processo de envelhecimento

Como visto anteriormente, o torque representa a eficácia da força muscular em produzir a rotação de determinado membro sobre um eixo. Enquanto a potência significa a taxa em que um trabalho é realizado ou a taxa de transformação da energia potencial metabólica em trabalho e/ou calor (DVIR, 2002, KOMI, 2006).

Os dados apresentados no capítulo anterior revelam que idosas caídas apresentam comprometimento em ambas variáveis para a articulação do quadril, sendo que estas podem ser indicativas do risco de quedas nessa população. Além disso, também foi observado que para gerar o pico de torque, idosas caídas necessitam recrutar maior número de unidades motoras, o que pode ocasionar a fadiga e conseqüentemente aumentar o risco de quedas.

No entanto, em termos de uma perspectiva funcional, a taxa de desenvolvimento de força (TDF) tem mostrado importantes contribuições para população idosa em relação a aspectos de força muscular (AAGAARD et al, 2002; LAROCHE et al, 2010; LOVELL, CUNEO e GASS, 2010).

A TDF reflete a capacidade que um indivíduo tem de produzir força muscular rapidamente. Uma redução da capacidade de produzir força rapidamente ou TDF pode ser resultado da atrofia muscular e particularmente de fibras do tipo II (LEXELL et al, 1988).

Além disso, a TDF tem mostrado maior relevância com as atividades de vida diária, uma vez que ela permite que um indivíduo reaja rapidamente mediante uma perturbação postural e apoie o seu peso corporal durante a reação do passo (LANZA et al, 2003; CASEROTTI et al, 2008).

Dada a relevância de se produzir força muscular rapidamente em termos de mobilidade desses indivíduos, um importante fator neural que pode contribuir para isso, é a taxa de ativação neuromuscular. As tarefas de mobilidade muitas vezes exigem rápidas alterações de ativação muscular, e a diminuição dessa ativação pode representar um desafio, especialmente em situações que exijam uma resposta rápida (CLARK et al, 2011).

Tendo por base, os dados apresentados no artigo I, onde idosas caídas apresentam diferenças biomecânicas na produção de torque, potência e ativação muscular em relação a idosas não caídas, também é fundamental entender como variáveis mais relacionadas a aspectos funcionais podem ou não ser influenciadas pelos aspectos do envelhecimento, especialmente, relacionadas a eventos de quedas. Assim, a proposta do artigo apresentado a seguir é analisar tais variáveis e sua influência no risco de quedas em idosos.

Capítulo 4- Artigo II

TAXA DE DESENVOLVIMENTO DE FORÇA E TAXA DE ATIVAÇÃO NEUROMUSCULAR DE IDOSOS CAIDORES E NÃO CAIDORES

Mary Hellen Morcelli ^I; Denise Martinelli Rossi ^I; Luciano Fernandes Crozara ^I;
Camilla Zamfoline Hallal ^I; Nise Ribeiro Marques ^I; Alex Castro ^I; Dain P. LaRoche ^{IV};
Mauro Gonçalves ^{I,III}; Marcelo Tavella Navega ^{I,II}

^I Programa de Pós-Graduação em Desenvolvimento Humano e Tecnologias. Instituto de Biociências - UNESP. Rio Claro, SP.

^{II} Departamento de Fisioterapia e Terapia Ocupacional. Universidade Estadual Paulista. Faculdade de Filosofia e Ciências - UNESP. Marília, SP.

^{III} Departamento de Educação Física. Universidade Estadual Paulista. Instituto de Biociências - UNESP. Rio Claro, SP.

^{IV} Department of Kinesiology. University of New Hampshire. Durham, NH.

Endereço para correspondência:

Prof. Dr. Marcelo Tavella Navega.

Av. Higyno Muzzi Filho, 737

Bairro: câmpus Universitário

17.525-900 - Marília, SP

e-mail: labiomec@rc.unesp.br

RESUMO

O objetivo do estudo foi comparar parâmetros de taxa de ativação neuromuscular (TAN) e taxa de desenvolvimento de força (TDF) dos músculos estabilizadores do quadril entre idosos caidores e não caidores, assim como analisar a relação entre tais variáveis. Foram avaliadas 43 idosas divididas em dois grupos: idosas caidoras (IC, n=20) e idosas não caidoras (INC, n=23). Foram realizadas 3 contrações isométricas dos flexores, extensores, abdutores e adutores de quadril, mantidas por 5 segundos com intervalo de 30 segundos. Durante a coleta de dados isométricos também foram coletados dados eletromiográficos dos seguintes músculos: Reto femoral (RF) e Glúteo Máximo (GM). Os idosos caidores apresentaram menor TDF nos 50 milissegundos (ms) na flexão, nos 50,100 e 200 ms na extensão, nos 50 e 100 ms na abdução e nos 200 ms na adução, além de menor TAN do músculo RF. As alterações decorrentes da TDF podem ser explicadas por fatores periféricos e neurais, sendo que idosos caidores apresentaram-se mais suscetíveis a quedas devido a tais alterações. A TAN do RF também mostrou relação com TDF dos flexores de quadril, mostrando a influência de fatores neurais. Sendo assim, a TDF e a TAN podem ser classificadas como variáveis preditivas de quedas na população idosa.

Palavras-chave: queda, eletromiografia, força, quadril.

INTRODUÇÃO

Quedas constituem uma das principais preocupações mundiais relacionados à morbidade, mortalidade e custos elevados dos serviços de saúde pública (Smartrisk, 2009; Bento et al., 2010). Estudos realizados no Brasil e Canadá estimam que cerca de 4,32 milhões de idosos caem a cada ano e entre estes 2,175 milhões sofrem com algum tipo de consequência da queda ou até mesmo a morte, acarretando em custos que excedem \$ 2 bilhões anualmente aos cofres públicos (Abreu e Caldas, 2008; Smartrisk, 2009; Schultz, Lloyd e Lee, 2010; Hwang et al., 2011).

As quedas são o resultado de complexas interações entre vários fatores de risco. O declínio da função muscular dos membros inferiores tem sido identificado como um importante fator de risco para esse evento (Pijnappels et al., 2008; Bento et al., 2010; LaRoche et al., 2010; Raj et al., 2010), além de estar relacionado a perda da mobilidade e independência funcional durante as atividades de vida diária nesta população (LaRoche et al., 2010; Raj et al., 2010).

Neste sentido, a taxa de desenvolvimento de força (TDF), têm sido apontada como uma variável biomecânica importante em idosos, uma vez que reflete a capacidade músculoesquelética em desenvolver força rapidamente (Aagaard et al., 2002), a qual pode contribuir para a prevenção de quedas. O controle rápido da combinação dos movimentos corporais e do equilíbrio durante uma perturbação postural têm sido referido como estratégias que podem minimizar a incidência e a gravidade das quedas (Lanza et al., 2003; Bento et al., 2010).

Os músculos que envolvem a articulação do tornozelo são a primeira linha de defesa para o controle postural e também são ativados antecipadamente em relação aos músculos do joelho e quadril em resposta a perturbações durante o apoio do pé no solo. Assim, se a força muscular do tornozelo é insuficiente para controlar o

equilíbrio diante de uma perturbação repentina, os indivíduos devem então adotar novas estratégias. Estas estratégias requerem amplos movimentos do quadril e deslocamento do centro de massa, o que exige alteração no controle das forças atuantes sobre esta articulação, de maneira a comprometer a estabilidade de movimentos rotineiros que envolvem atividades funcionais, possibilitando maior perda do equilíbrio e quedas (LaRoche et al., 2010; Bento et al., 2010; Neumann, 2010). No entanto, os fatores indicadores da performance dos músculos estabilizadores do quadril, particularmente aqueles ligados aos efeitos da ativação neuromuscular e sua relação com a capacidade de produção de força rápida em idosos caídores, ainda permanecem incertos.

A ativação neuromuscular constitui um processo pelo qual o sistema nervoso produz força muscular por meio do recrutamento e taxa de disparo das unidades motoras (Clark et al., 2011). Assim, dada a importância da força e potência muscular para mobilidade funcional (Perry et al., 2007; Pijnappels et al., 2008; LaRoche et al., 2010) um importante fator neural associado a estas variáveis é a taxa de ativação neuromuscular. Recentemente, tem sido encontrado que uma taxa de ativação neuromuscular (TAN) lenta pode indicar um comprometimento do sistema nervoso e ineficiência na transmissão dos impulsos para a periferia, os quais contribuem para uma disfunção da mobilidade de idosos (Clark et al., 2011).

Portanto, parece de suma importância investigar as características mecânicas musculares e de ativação neuromuscular, principalmente dos músculos que envolvem a articulação do quadril como forma de fornecer subsídios para definir estratégias de prevenção e intervenção no risco de quedas (Hayes et al., 1996; Pijnappels et al., 2008; LaRoche et al., 2010; Hallal, Marques e Gonçalves, 2010; Hwang et al., 2011).

Sendo assim, o presente estudo teve como objetivo comparar parâmetros de TAN e TDF dos músculos estabilizadores do quadril entre idosos caídores e não caídores, assim como analisar a relação entre tais variáveis. A hipótese deste estudo é que idosos caídores apresentarão menores TAN e TDF para os músculos estabilizadores do quadril.

MÉTODO

Sujeitos

Foram avaliadas 43 idosas de 60-85 anos, divididas entre dois grupos: grupo de idosas caídas (IC, n=20) e grupo de idosas não caídas (INC, n=23), conforme relato de queda no último ano (Bento et al., 2010). A queda foi considerada como um evento não intencional no qual o indivíduo atingisse o chão. A mesma foi indagada através de um questionário desenvolvido especialmente para o estudo, no qual eram questionados o número de vezes do evento e em qual circunstância o mesmo ocorreu. Não houve diferença significativa na massa corporal, idade e estatura entre os grupos (Tabela 1) e todas voluntárias foram classificadas como fisicamente ativas, segundo o questionário de segundo o questionário de Baecke modificado para idosos que leva em consideração as atividades domésticas, esportivas e de lazer. Como critério de inclusão da amostra foram considerados participantes aqueles indivíduos que não apresentaram dor, fratura, ou lesão grave em tecidos moles nos 6 meses pregressos ao estudo, bem como histórico de alterações neurológicas, cardiovasculares ou respiratórias, vestibulopatias e neuropatia periférica (Hahn, Lee e Chou, 2005; Abbud, Li e Demont, 2009).

Tabela 1. Valores de média e desvio-padrão da idade, massa e estatura de idosos caídores e não caídores.

	Não caídores (n=23)	Caídores (n=20)	Valor p
Idade (anos)	66.5(6.2)	68.8 (6.6)	0.11
Massa (Kg)	62.6 (10.7)	65.6 (10.2)	0.75
Estatura (m)	1.53 (0.05)	1.52 (0.05)	0.12

Legenda: Kg (quilogramas), m (metros).

O presente estudo foi aprovado pelo comitê de ética em pesquisa local (CEP 69/2009) e todos os participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

Procedimentos

As voluntárias compareceram ao laboratório em um único dia. Inicialmente foi realizada uma entrevista de dados pessoais, cuidados com a saúde e determinação do protocolo de lateralidade, formado pela execução de três tarefas: chutar uma bola, subir e descer um degrau e sofrer um deslocamento anterior e posterior. Cada tarefa foi realizada três vezes (Sadeghi et al., 2000).

O protocolo de coleta de dados consistia de avaliação dinamométrica e eletromiográfica. A avaliação dinamométrica foi realizada em um dinamômetro isocinético System 4 PRO (Biodex®), o qual foi sincronizado com o sistema de eletromiografia da Noraxon®.

Previamente a avaliação dinamométrica foi realizado 5 minutos de preparação em uma esteira ergométrica Millennium Super ATL (INBRAMED®). A determinação da velocidade de preparação (VP) foi baseada na velocidade de preferência da marcha em solo (VPMS), a qual foi estabelecida utilizando-se um sistema de fotocélulas (Speed Test 6.0®) posicionadas a 10 metros de distância (Dingwell e

Marin, 2006; Watt et al., 2010). A partir de 50% da VPMS foi realizado um aumento de velocidade da esteira até que a voluntária relatou que esta velocidade estava rápida, em seguida, a velocidade foi reduzida até que a voluntária relatou que a velocidade da esteira estava lenta. Assim, este protocolo foi repetido por três vezes e a média das três velocidades mais rápidas e mais lentas foi considerada a VP

Antes do início do protocolo de coleta de dados e após a preparação, foi realizada familiarização da voluntária com o equipamento para minimizar o efeito da aprendizagem motora (Hartmann et al., 2009). A familiarização foi composta por 3 contrações isométricas submáximas mantidas por 5 segundos dos grupos musculares que foram avaliados (Costa et al., 2010).

Foram avaliados a TDF e a atividade eletromiográfica dos músculos que envolvem a articulação do quadril. Essas medidas foram obtidas durante a máxima contração voluntária isométrica. As medidas foram realizadas em contrações isométrica com objetivo que as variáveis de domínio do tempo, como TDF e a TAN, não fossem influenciadas pelo movimento do braço de alavanca ou sofressem alteração da relação comprimento-tensão do músculo (LaRoche et al., 2010). A avaliação isométrica foi realizada no quadril do membro dominante. As voluntárias realizaram os movimentos de flexão e extensão, abdução e adução do quadril e todas receberam comando verbal para que realizassem o movimento “o mais rápido e o mais forte possível”.

O posicionamento para realização do teste de flexão e extensão foi realizado com a voluntária em decúbito supino e o eixo rotacional do dinamômetro foi alinhado com o eixo articular do quadril. A alavanca do dinamômetro foi posicionada 5 cm acima da borda superior da patela. A cintura e o membro inferior contralateral foram fixados por cintos. Para o teste de abdução e adução, a voluntária foi posicionada

em decúbito lateral e o eixo rotacional do dinamômetro foi alinhado com um ponto representado pela intersecção de duas retas. A primeira reta foi traçada inferiormente da espinha íliaca postero-superior em direção ao joelho. A segunda reta foi traçada medialmente do trocânter maior do fêmur em direção à linha média do corpo. A alavanca do dinamômetro foi posicionada 5 cm acima da borda superior da patela. As voluntárias foram instruídas a manter seus dedos para frente e não realizar flexão de joelho a fim de evitar alterações no recrutamento muscular e compensações durante a avaliação. A cintura e o membro inferior contralateral foram fixados por cintos (Baldon et al., 2009).

O protocolo de avaliação foi composto por 3 contrações isométricas mantidas por 5 segundos com um intervalo de 30 segundos entre as contrações. No movimento de flexão e extensão, a articulação do quadril foi posicionada com 60° de flexão (Pavol et al., 2002). Já para os movimentos de abdução e adução de quadril, a articulação foi posicionada à 15° de abdução de quadril (Johnson et al., 2004).

Os tipos de movimentos (flexão/extensão ou abdução/adução) foram definidos de forma aleatória por sorteio e o intervalo entre eles foi de 5 minutos.

Os sinais eletromiográficos foram coletados durante todo o teste isométrico, sendo que este sinal foi sincronizado por meio da placa de sincronização de sinais biológicos (Noraxon®). Foram utilizados eletrodos de superfície de Ag/AgCl (Miotec®), em configuração bipolar, com área de captação de 1cm de diâmetro e distância intereletrodos fixa de 2 cm. Previamente a colocação dos eletrodos, foi realizada a tricotomia, abrasão com lixa fina e limpeza da pele com álcool, como forma de evitar possíveis interferências no sinal eletromiográfico (Gonçalves e Barbosa, 2005).

Para a captação dos sinais eletromiográficos durante o teste, foi utilizado um módulo de aquisição de sinais biológicos por telemetria Myoresearch (Noraxon®), software da Myoresearch (Noraxon®), calibrado com frequência de amostragem de 2000 Hz, ganho total de 2000 vezes (20 vezes no sensor e 100 vezes no equipamento).

Os eletrodos foram posicionados nos músculos RF e GM, segundo as normas do SENIAM.

Análise de dados

As análises da TDF e TAN foram realizadas em rotinas específicas desenvolvidas em ambiente Matlab (Mathworks® 7.0).

O sinal do torque foi processado com um filtro de 4ª ordem de 6 Hz, a partir daí, foi realizado o cálculo da TDF. A TDF foi calculada, por meio do *slope* do torque *versus* tempo da curva, em janelas de 100 amostras, o *slope* Torque x Tempo foi calculado a partir da amostra 1 para amostra 100, seguido por amostra de 2-101, 3-102 e assim sucessivamente, de acordo com a seguinte equação (LaRoche et al., 2010):

$$TDF_{(1,100)} = \frac{(Torque_{n=100} - Torque_{n=1})}{(100/FA)}$$

onde, TDF representa a taxa de desenvolvimento de força, Torque_{n=100} representa o valor de torque da 100ª amostra, e Torque_{n=1} representa o valor de torque da 1ª amostra, FA representa a frequência de amostragem do equipamento isocinético (2000 Hz) e 100 representa o número de amostras no conjunto. A TDF foi analisada no 50, 100 e 200 milisegundos (ms) a partir do início da produção de torque. Os valores de TDF foram normalizados pela massa corporal de cada voluntária.

Para o cálculo da TAN, o sinal dos músculos RF e GM foram processados no domínio do tempo. Para isso, o sinal EMG foi filtrado com um filtro passa alta de 20 Hz e passa baixa de 500 Hz. Em seguida o sinal foi retificado por onda inteira e suavizado, com a utilização de filtro passa baixa de 4ª ordem com frequência de corte de 50 Hz. A TAN foi obtida através do *slope* ($\Delta\text{EMG}/\Delta\text{tempo}$) do sinal filtrado. Assim, o sinal EMG foi analisado do *onset* muscular até 75 ms (Aagaard et al., 2002). A mesma foi normalizada pela máxima ativação muscular de cada voluntária durante a contração voluntária máxima.

Análise Estatística

Com o uso do pacote estatístico PASW 18.0 (SPSS Inc.), foram realizadas as comparações entre IC e INC para os valores de TDF e Taxa de aumento EMG. Após verificação da normalidade dos dados por meio do teste Shapiro Wilk, foi utilizado o Mann Withney, uma vez que os dados foram classificados como dados não normais, adotando como nível de significância de $p \leq 0.05$.

RESULTADOS

Os dados referentes a TDF de idosos caídores e não caídores estão apresentados na Tabela 2. Sendo que idoso caídores apresentaram valores significativamente menores de TDF na flexão de quadril no 50 ms iniciais, na extensão no 50, 100 e 200 ms, na abdução no 50 e 100 ms e na adução somente nos 200 ms.

Tabela 2. Valores de Taxa de Desenvolvimento de Força (TDF) nos 50, 100 e 200 milissegundos a partir do início da produção de torque. Valores mínimo (min), máximo (max) e mediana (med) expressos em $\text{Nm s}^{-1}\text{Kg}^{-1}$.

		Caidores (n=20)			Não Caidores (n=23)			
		Min	Med	Max	Min	Med	Max	p
Flexão	TDF 50	21.35	49.41	86.41	42.39	70.71	97.19	0.001
	TDF 100	15.29	47.25	86.48	19.52	48.01	75.19	0.449
	TDF 200	17.32	38.31	84.80	16.05	39.38	72.14	0.625
Extensão	TDF 50	1.16	20.37	117.79	16.10	74.13	156.62	0.0001
	TDF 100	3.44	43.67	236.57	18.07	124.42	262.99	0.0001
	TDF 200	14.05	76.29	172.59	33.66	111.81	246.39	0.05
Abdução	TDF 50	1.16	27.20	208.06	14.88	85.78	227.36	0.0001
	TDF 100	3.44	43.67	236.57	17.21	85.32	169.57	0.007
	TDF 200	14.05	76.29	172.59	39.09	98.41	190.58	0.305
Adução	TDF 50	2.42	16.57	95.21	1.02	28.71	120.42	0.450
	TDF 100	3.07	27.71	70.41	1.52	41.45	124.84	0.130
	TDF 200	4.43	39.58	83.59	17.88	67.27	87.64	0.006

Em relação a TAN, os idosos caidores apresentaram diferenças em relação a idosos não caidores somente para os valores do músculo RF durante a flexão, sendo que esse foi significativamente menor ($p=0.001$).

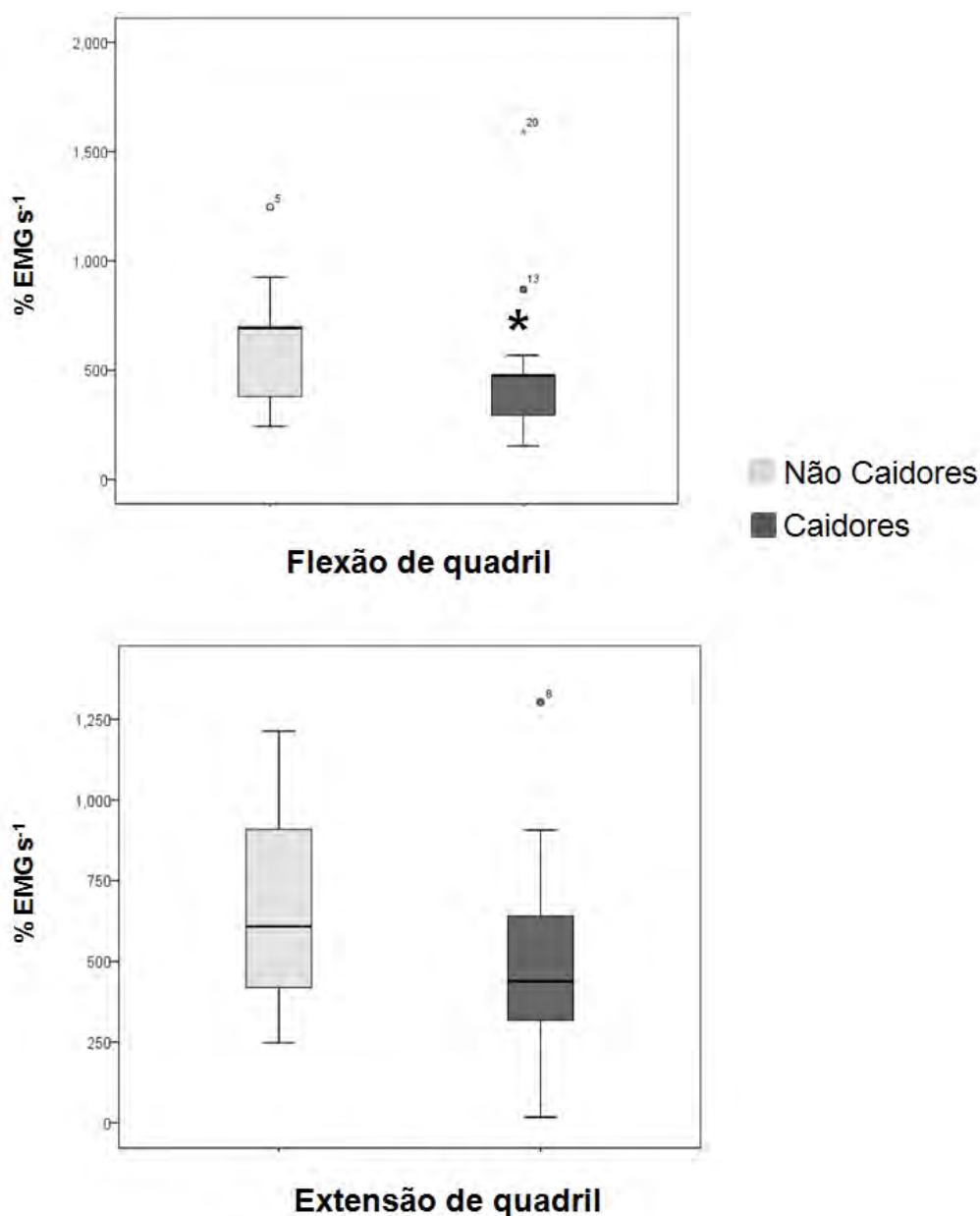
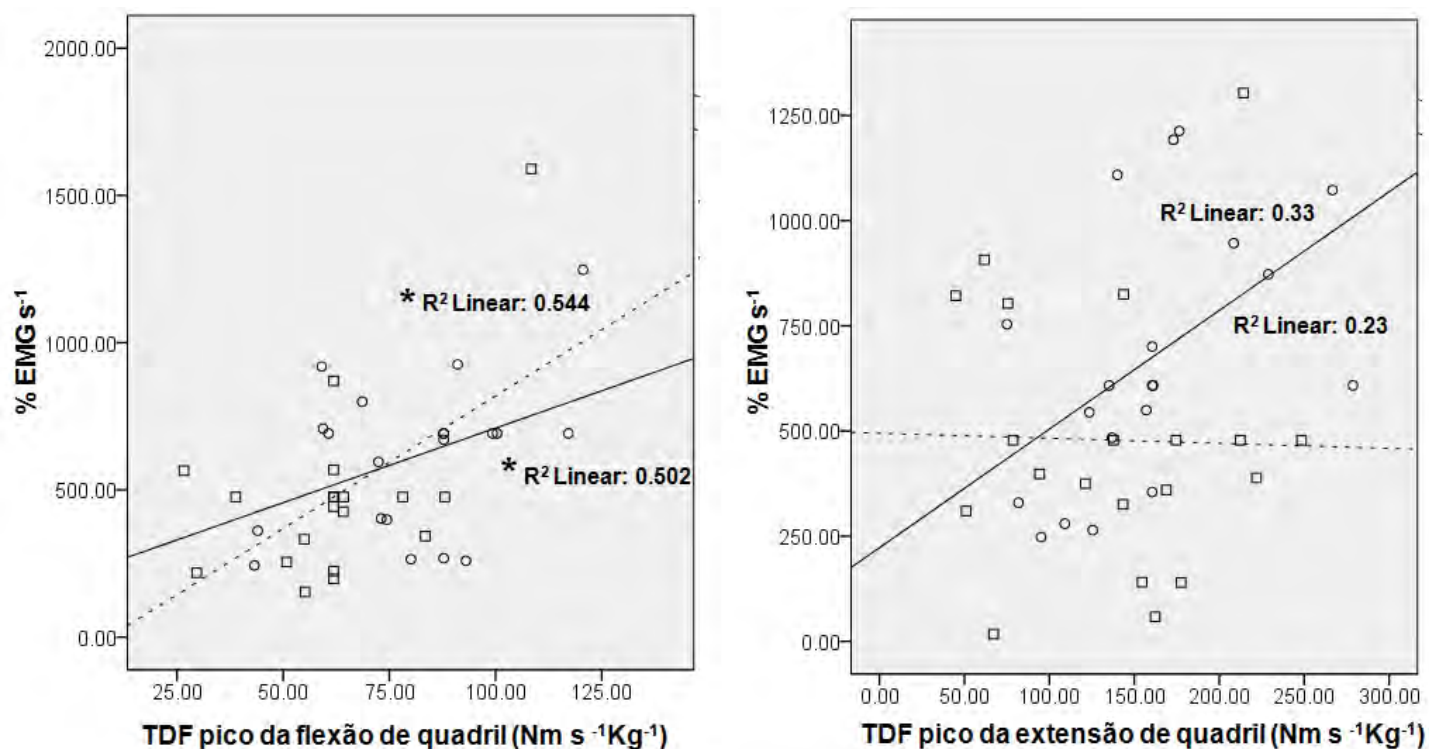


Figura 1. TAN de idosos caidores e idosos não caidores durante a flexão e extensão de quadril.

* diferença significativa entre os grupos de idosos caidores e não caidores.

A Figura 2 apresenta que tanto para o grupo IC como para o grupo INC houve relação entre a TDF e a TAN durante a flexão de quadril ($p=0.013$; $R^2=0.544$ e $p=0.015$; $R^2=0.502$, respectivamente), no entanto, durante a extensão de quadril não foi observada uma relação significativa entre as variáveis tanto para o grupo INC ($p=0.124$; $R^2=0.33$) quanto para o IC ($p=0.923$; $R^2=0.23$).



□ Caidores

○ Não Caidores

----- Caidores (TDF Pico X Taxa aumento EMG)

— Não Caidores (TDF Pico X Taxa de aumento EMG)

Figura 2. Relação entre TDF durante a flexão e extensão de quadril e TAN do Reto Femoral e Glúteo Máximo respectivamente.

* diferença significativa entre os grupos de idosos caídores e não caídores.

DISCUSSÃO

A capacidade funcional reflete a potencialidade para desempenhar as atividades de vida diária ou para executar qualquer tarefa de forma independente e que seja imprescindível na qualidade de vida de um indivíduo. Desta forma, em termos de uma perspectiva funcional, a TDF e a TAN tem mostrado importantes contribuições para população idosa em relação a aspectos de produção de força muscular (Aagaard et al., 2002; LaRoche et al., 2010; Lovell, Cuneo e Gass, 2010; Clark et al., 2011).

Nesse sentido, o presente estudo foi capaz de identificar alterações em ambas variáveis em idosos, o qual pode acarretar implicações na capacidade

funcional desses indivíduos e justificar o risco de quedas nessa população. Tendo em vista a importância da articulação do quadril no controle da estabilidade, principalmente em atividades funcionais, foi observada uma diminuição da TDF em idosos caídores nos movimentos de flexão de quadril nos 50 ms iniciais a contração muscular, na extensão nos 50, 100 e 200 ms, na abdução nos 50 e 100 ms e na adução somente nos 200 ms.

Entre os fatores fisiológicos que podem influenciar a TDF, destacam-se dois: a força muscular máxima e as propriedades contráteis intrínsecas do músculo (Andersen e Aagaard, 2006). A força muscular máxima abrange aspectos como o tamanho muscular, área relativa das fibras de contrações rápidas, a composição da isoforma da miosina de cadeia pesada e a distribuição das fibras musculares. Já as propriedades contráteis intrínsecas do músculo compreendem a magnitude de produção eferente do motoneurônio na fase inicial de contração, a frequência de disparos e o recrutamento dos motoneurônios (Hakkinen, Alen e Komi, 1985; Sale, 1988; Harridge et al., 1996; Van Cutsem, Duchateau e Hainaut, 1998; Aagaard e Andersen, 1998; Aagaard, 2003).

Entretanto, parece que tais fatores influenciam de diferentes formas e em diferentes intervalos de tempo a partir do início da contração muscular. A partir disso, é sugerido que em fases iniciais da contração (< 40 ms), as propriedades intrínsecas do músculo tenham maior relação com alterações na TDF do que a força muscular máxima, porém em intervalos de tempos mais tardios (> 90 ms), a TDF aumenta fortemente a relação com a força muscular máxima (Andersen e Aagaard, 2006).

Desta forma, baseado nos resultados do presente estudo, pode-se inferir que idosos caídores apresentam um comprometimento na TDF dos extensores e

abdutores de quadril tanto relacionados a alterações no padrão de recrutamento de unidades motoras como também a alterações na estrutura do músculo, uma vez que apresentaram diminuição nessa variável tanto em fases iniciais como em fases mais tardias. No entanto, durante a flexão e adução de quadril, pode-se concluir que as alterações na TDF são decorrentes principalmente de fatores centrais e periféricos respectivamente. A ativação neuromuscular e TAN podem explicar as alterações fisiológicas centrais, enquanto que as periféricas podem ser embasadas pela diminuição da área de secção transversa e perda de fibras musculares do tipo II decorrentes do processo de envelhecimento, especialmente em idosos caídores (Hakkinen e Pakarinen, 1993; Malkia et al., 1994; Bilodeau et al., 2001; Sowers et al., 2005; Janssen, 2006; Rees, Murphy e Watsford, 2008; Lovell, Cuneo e Gass, 2010).

Os extensores e abdutores de quadril são fundamentais na manutenção e controle do equilíbrio em situações dinâmicas, o que pode explicar maiores implicações nesses grupos musculares. Os extensores são responsáveis por impulsionar o corpo para cima e para frente, e o prejuízo dessa função pode acarretar alterações biomecânicas durante a marcha. Entre as alterações biomecânicas, destaca-se diminuição do ângulo de extensão de quadril, o que leva a uma redução da mobilidade desses indivíduos e conseqüentemente aumenta o risco de quedas (Wert et al., 2010; Neuman, 2010). Os abdutores, por sua vez, são importantes contribuidores no controle postural no sentido médio-lateral, o qual tem sido fortemente associado ao risco de quedas em idosos, inclusive de recorrência desse evento (Maki, Holliday e Topper, 1994; Lord et al., 1999; Stel et al., 2003).

Além disso, foram observadas alterações da TAN do músculo RF quando comparamos idosos caídores com idosos não caídores. A TAN tem sido indicada

como um importante contribuidor neural na produção de força muscular e mobilidade dos indivíduos idosos (Clark et al., 2011). A mobilidade desses indivíduos está relacionada a capacidade de aumentar a ativação muscular rapidamente, sendo que uma ativação muscular lenta pode representar risco para esses indivíduos em situações de desequilíbrio (Madigan, 2006; Larsen et al., 2008; Schmitz et al., 2009; Clark et al., 2011). Assim, TAN lenta pode ser um indicador de uma insuficiência dentro do sistema nervoso que contribui para a disfunção e prejuízos na mobilidade.

Idosos caídoes caídoes apresentaram menor TDF nos 50 ms iniciais durante os movimentos de flexão de quadril. A TAN do RF pode ter sido a responsável por esse resultado, uma que vez em fases iniciais da contração a TDF apresenta maior influência de fatores centrais. A Figura 2 apresentam uma relação entre a TDF pico e a TAN do RF tanto em idosos caídoes como em idosos não caídoes, sendo esta relação de 54,4% e 50,2% respectivamente.puc

No entanto, para o músculo GM não houve diferença entre os grupos no que diz respeito a TAN, conseqüentemente, não houve relação entre TDF dos extensores de quadril e a TAN desse músculo.

Como visto anteriormente, a TDF dos extensores de quadril foi menor em idosos caídoes em todos os intervalos analisados (50,100 e 200 ms). Desta forma, tendo por base que os fatores fisiológicos podem alterar a TDF de forma diferente e em diferentes intervalos de tempo, pode-se inferir que idosos caídoes apresentam um comprometimento tanto em fatores neurais como periféricos durante a extensão de quadril (Andersen e Aagaard, 2006). Assim, a TAN pode não ser a principal causa da diminuição da TDF, mas sim um fenômeno multifatorial.

Os extensores de quadril são fundamentais no controle postural ântero-posterior. Desta forma, quando a pelve sofre um deslocamento anterior, os

extensores de quadril se contraem a fim de reposicionar o centro de gravidade e a pelve, retomando dessa forma o equilíbrio (Neuman, 2010). O comprometimento de fatores fisiológicos tanto neurais como periféricos pode estar relacionada a importância desse grupo muscular no controle postural ântero-posterior.

No entanto, é fundamental compreender que apesar de os fatores fisiológicos influenciarem a TDF em intervalos diferentes, eles não ocorrem de forma isolada, e a ação de um mecanismo em relação ao outro sempre estará presente (Hakkinen, Alen e Komi, 1985; Sale, 1988; Van Cutsem, Duchateau e Hainaut, 1998; Aagaard, 2003; Andersen e Aagaard, 2006; Jensen e Ebben, 2007). Pesquisas futuras devem identificar mais precisamente quais as deficiências neurofisiológicas que contribuem para a queda na TAN e na TDF em idosos e se essas deficiências podem ser reversíveis.

A maior limitação desse estudo foi que a coleta de dados eletromiográficos de músculos adutores e abdutores, como por exemplo do adutor longo e glúteo médio respectivamente foram inviabilizadas, o que comprometeu o entendimento mais detalhado desses grupos musculares, restringindo apenas a análise da TDF. Além disso, os voluntários foram avaliados em decúbito dorsal e lateral. Essa posição é menos funcional que a postural em pé, no entanto, a mesma foi priorizada a fim de estabilizar o indivíduo e evitar possíveis compensações de grupos musculares que não fossem de interesse.

CONCLUSÃO

Idosos caidores apresentam comprometimento na TDF da articulação do quadril, a qual pode ser explicado por alterações na produção de força muscular máxima e por fatores contráteis intrínsecos dos músculos. A TAN apresenta

influência direta nesses fatores intrínsecos pela relação significativa encontrada entre a TAN do RF e a TDF dos flexores de quadril.

REFERÊNCIAS

- Aagaard P, Andersen JL. Correlation between contractile strength and myosin heavy chain isoform composition in human skeletal muscle. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 1998; 30: 1217-1222.
- Aagaard P, Simonsen EB, Andersen JL, Magnusson P, Dyhre-Poulsen P. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *Journal of Applied Physiology* 2002;93():1318-1326.
- Aagaard P. Training-induced changes in neural function. *Exercise and Sport Sciences Reviews* 2003; 31: 61-67.
- Abbud GAC, Li KZH, Demont RG. Attentional requirements of walking according to the gait phase and onset of auditory stimuli. *Gait & Posture* 2009;30:227-232.
- Abreu SSE, Caldas CP. Velocidade de marcha, equilíbrio e idade: um estudo correlacional entre idosas praticantes e idosas não praticantes de um programa de exercícios terapêuticos. *Revista Brasileira de Fisioterapia* 2008;12(4).
- Andersen LL, Aagaard P. Influence of maximal muscle strength and intrinsic muscle contractile properties on contractile rate of force development. *European Journal of Applied Physiology* 2006;96:46–52.
- Andersen LL, Andersen JL, Zebis MK, Aagaard P. Early and late rate of force development: differential adaptive responses to resistance training? *Scand J Med Sci Sports* 2010;20:e162-e169.
- Baldon RM, Nakagawa TH, Muniz TB, Amorim CF, Maciel CD, Serrão FV. Eccentric hip muscle function in females with and without patellofemoral pain syndrome. *Journal of Athletic Training* 2009; 44(5): 490–496.
- Bento PCB, Pereira G, Ugrinowitsch C, Rodacki ALF. Peak torque and rate of torque development in elderly with and without fall history. *Clinical Biomechanics* 2010; 25:450–454.
- Bilodeau M, Erb MD, Nichols JM, Joiner KL, Weeks JB. Fatigue of elbow flexor muscles in younger and older adults. *Muscle & Nerve* 2001; 24: 98-106.
- Clark DJ, Patten C, Reid KF, Carabello RJ, Phillips EM, Fielding RA. Impaired voluntary neuromuscular activation limits muscle power in mobility-limited older adults. *Journal of Gerontology* 2011;65(5):495–502.
- Costa RA, Oliveira LM, Watanabe SH, Jones A, Natour J. Isokinetic assessment of the hip muscles in patients with osteoarthritis of the knee. *Clinics* 2010;65(12):1253-1259.
- Dingwell JB, Marin LC. Kinematic variability and local dynamic stability of upper body motions when walking at different speeds. *Journal of Biomechanics* 2006; 39: 444-452.

Gonçalves M, Barbosa F. Análise de parâmetros de força e resistência dos músculos eretores da espinha lombar durante a realização de exercício isométrico em diferentes níveis de esforço. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte* 2005; 11(2): 102-114.

Hahn ME, Lee HJ, Chou LS. Increased muscular challenge in older adults during obstructed gait. *Gait & Posture* 2005;22:356-361.

Hakkinen K, Alen M, Komi PV. Changes in isometric force- and relaxation-time, electromyographic and muscle fibre characteristics of human skeletal muscle during strength training and detraining. *Acta Physiologica Scandinavica* 1985; 125: 573-585.

Hakkinen K, Pakarinen A. Muscle strength and serum testosterone, cortisol and SHBG concentrations in middle-aged and elderly men and women. *Acta Physiologica Scandinavica* 1993; 148:199-207.

Hallal CZ, Marques NR, Goncalves M. Avaliação do risco de quedas de idosos ativos submetidas a treinamento de equilíbrio com haste vibratória. *Terapia Manual* 2010;8:1-2.

Harridge SD, Bottinelli R, Canepari M, Pellegrino MA, Reggiani C, Esbjornsson M, Saltin B. Whole-muscle and single-fibre contractile properties and myosin heavy chain isoforms in humans. *Pflügers Archiv European Journal of Physiology* 1996; 432(5): 913-920.

Hartmann A, Knols R, Murer K, Bruin ED. Reproducibility of an Isokinetic Strength-Testing Protocol of the Knee and Ankle in Older Adults. *Gerontology* 2009; 55:259–268.

Hayes WC, Myers ER, Robinovitch SN, Van Den Kroonenberg A, Courtney AC, McMahon TA. Etiology and prevention of age-related hip fractures. *Bone* 1996;18:77S-86S.

Hong GRS, Sung-Hyun Cho SH, Tak YR. Falls among Koreans 45 years of age and older: incidence and risk factors. *Journal of advanced nursing* 2010;66(9):2014-2024.

Hwang HF, Lee HD, Huang HH, Chen CY, Lin MR. Fall mechanisms, bone strength, and hip fractures in elderly men and women in Taiwan. *Osteoporos Int* 2011;22:2385-2239

Janssen I. Influence of sarcopenia on the development of physical disability: the cardiovascular health study. *Journal of the American Geriatrics Society* 2006; 54 (1): 56-62.

Jensen RL, Ebben WP. Quantifying plyometric intensity via rate of force development, knee joint, and ground reaction forces. *The Journal of Strength & Conditioning Research* 2007; 21: 763-767.

Johnson ME, Mille ML, Martinez KM, Crombie G, Rogers MW. Age-related changes in hip abductor and adductor joint torques. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2004; 85(4): 593-597.

Lanza IR, Towse TF, Caldwell GE, Wigmore DM, Kent-Braun JA. Effects of age on human muscle torque, velocity, and power in two muscle groups. *Journal of Applied Physiology* 2003;95(6):2361-2369.

Larsen AH, Puggaard L, Hamalainen U, Aagaard P. Comparison of ground reaction forces and antagonist muscle coactivation during stair walking with ageing. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008;18:568–580.

Laroche DP, Roy SJ, Knight CA, Dickie JL. Elderly women have blunted response to resistance training despite reduced antagonist coactivation. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 2008;40:1660-1668.

Laroche DP, Cremin KA, Greenleaf B, Croce RV. Rapid torque development in older female fallers and nonfallers: A comparison across lower-extremity muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2010;20:482-488.

.Lord SR, Rogers MW, Howland A, Fitzpatrick R. Lateral stability, sensorimotor function and falls in older people. *J Am Geriatr Soc* 1999;47:1077-81.

Lovell DI, Cuneo R, Gass GC. Can Aerobic Training Improve Muscle Strength and Power in Older Men? *Journal of Aging and Physical Activity* 2010;18:14-26.

Madigan ML. Age-related differences in muscle power during single-step balance recovery. *J Appl Biomech.* 2006;22:186–193.

Maki BE, Holliday PJ, Topper AK. A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. *J Gerontol* 1994;49:M72-84.

Malkia E, Impivaara O, Heliovaara M, Maatela J. The physical activity of healthy and chronically ill adults in Finland at work, at leisure and during commuting. *Scandinavian Journal of Medicine Science and Sports* 1994; 4: 82-87.

Neumann DA. Kinesiology of the Hip: A Focus on Muscular Actions. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 2010;40(2):82-94.

Pavol MJ, Owings TM, Foley KT, Grabiner MD. Influence of Lower Extremity Strength of Healthy Older Adults on the Outcome of an Induced Trip. *Journal of the American Geriatrics Society* 2002;50(2):256-262.

Perracini MR, Ramos LR. Fatores associados a quedas em uma coorte de idosos residentes na comunidade. *Revista de Saúde Pública* 2002;36(6):709-716.

Perry MC, Carville SF, Smith ICH, Rutherford OM, Newham DJ. Strength, power output and symmetry of leg muscles: effect of age and history of falling *Eur J Appl Physiol* 2007;100:553-561.

Pijnappels M, Van Der Burg JCE, Reeves ND, Van Dieën JH. Identification of elderly fallers by muscle strength measures. *Eur J Appl Physiol* 2008;102:585-592.

Raj IS, Bird SR, Shield AJ. Aging and the force–velocity relationship of muscles. *Experimental Gerontology* 2010;45:81-90.

Rees SS, Murphy AJ, Watsford ML. Effects of Whole-Body Vibration Exercise on Lower-Extremity Muscle Strength and Power in an Older Population: A Randomized Clinical Trial. *Physical Therapy* 2008; 88 (4): 462-470.

Rosenfeld S, Camacho LAB. Medication as a risk factor for falls in older women in Brazil. *Revista Panamericana de Salud Pública* 2003;13(6):369-375

Sadeghi H, Allard P, Prince F, Labelle H. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait & Posture* 2000;12(1):34– 45.

Sale DG. Neural adaptation to resistance training. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 1988; 20(12):135-145.

Schmitz A, Silder A, Heiderscheit B, Mahoney J, Thelen DG. Differences in lower-extremity muscular activation during walking between healthy older and young adults. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009;19:1085–1091.

Schultz BW, Lloyd JD, Lee WE. The effects of everyday concurrent tasks on overground minimum toe clearance and gait parameters. *Gait & Posture* 2010;32(1):18-22.

Smartrisk, 2009. The Economic Burden of Injury in Canada. Smartrisk, Toronto, ON.

Stel VS, Smit JH, Pluijm SM, Lips P. Balance and mobility performance as treatable risk factors for recurrent falling in older persons. *J Clin Epidemiol* 2003;56:659-68.

Sowers MR, Crutchfield M, Richards K, Wilkin MK, Furniss A, Jannausch M, Zhang D, Gross M. Sarcopenia is related to physical functioning and leg strength in middle-aged women. *Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* 2005; 60(4): 486-490.

Van Cutsem M, Duchateau J, Hainaut K. Changes in single motor unit behavior contributes to the increase in contraction speed after dynamic training in humans. *The Journal of Physiology* 1998; 513: 295-305.

Watt JR, Franz JR, Jackson K, Dicharry J, Riley PO, Kerrigan DC. A three-dimensional kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy elderly subjects. *Clinical Biomechanics* 2010;25(5):444-449.

Wert DM, Brach J, Perera S, Van Swearingen JM. Gait biomechanics, spatial and temporal characteristics, and the energy cost of walking in older adults with impaired mobility. *Physical Therapy* 2010; 90(7):977-985.

Capítulo 5- Considerações finais

Já é bem documentado na literatura que o processo do envelhecimento gera modificações funcionais e estruturais do organismo prejudicando a capacidade funcional de idoso. Entre as alterações fisiológicas que acompanham esse processo estão diminuição da capacidade aeróbica e redução da força e flexibilidade muscular (REBELATTO et al, 2006). Tais reduções podem levar a uma perda de independência funcional, interferindo diretamente na qualidade de vida desses idosos e consequentemente aumentar o risco de quedas nessa população (REES, MURPHY e WATSFORD, 2008; HALLAL, MARQUES e GONCALVES, 2010).

O presente estudo teve como objetivo identificar variáveis que possam ser preditivas de quedas. Nesse sentido, o dinamômetro isocinético tem sido amplamente utilizado em pesquisas e na prática clínica para a avaliação objetiva de torque, potência e resistência. Esses parâmetros tem grande valor na avaliação do desempenho humano, especialmente no envelhecimento do sistema neuromuscular (TSIROS et al, 2011). Sendo assim, a utilização dessa tecnologia tem contribuído significativamente para melhor elucidar os efeitos fisiológicos decorrentes do processo de envelhecimento e consequentemente orientar a prática de intervenções que objetivem reduzir o risco de quedas na população idosa. Desta forma, a tecnologia atua no sentido de abranger os aspectos do desenvolvimento humano produzindo ciência. Na presente dissertação, observamos que com a utilização de tal tecnologia foram identificadas variáveis preditivas do risco de quedas em idosos, sendo que idosos caídores apresentaram menor torque e potência muscular da articulação do quadril, além de necessitarem de maior ativação muscular para atingir o mesmo valor de torque do que idosos não caídores. Isso aumenta a probabilidade de fadiga e eventuais quedas. Também foi observada uma maior co-ativação nos músculos do tronco em idosos não caídores. Essa maior co-ativação pode ser

utilizada como forma de estratégia para compensar os danos no sistema neuromuscular decorrentes do processo de envelhecimento e manter a estabilidade (NAGAI ET AL, 2011; MARQUES et al, 2012).

Foi identificado também que idosos caídores apresentam comprometimento na TDF nos movimentos de flexão, extensão, abdução e adução de quadril. Porém nos movimentos de extensão e abdução de quadril as implicações são tanto a níveis neurais como periféricos, enquanto que nos movimentos de flexão e adução ocorre comprometimento apenas em um dos níveis, no caso, neurais e periféricos respectivamente. Além disso, foi observada uma queda na TAN do músculo RF em idosos caídores, o que consolida mais ainda os resultados apresentados na TDF, mostrando que no movimento de flexão as alterações podem realmente estar relacionada principalmente a fatores neurais.

As variáveis analisadas no presente estudo são importantes para identificar as disfunções musculares relacionadas a eventos de quedas na população idosa. Logo, propostas de intervenções que visem a redução da incidência de quedas na população idosa através de intervenções terapêuticas com o objetivo preventivo são de extrema relevância e devem ser designadas para melhorar as capacidades neuromusculares identificadas como deficitária nessa população, especialmente em caídores.

Tendo em vista os resultados de torque do presente estudo, o treinamento de força muscular da articulação do quadril deve ser parte de um programa geral de treinamento físico para idosos, especialmente em caídores. O treinamento de força muscular pode prevenir quedas, melhorar a habilidade para desenvolver atividades de vida diária, aumentando dessa forma a capacidade desses indivíduos viverem de forma independente (KOMI, 2006).

No entanto, baseado nas deficiências apresentadas em relação à potência e à TDF do quadril em idosos caídores, decorrente de uma atrofia acentuada de fibras musculares do tipo II, o treinamento de força combinado com exercícios adaptados de potência também poderia fazer parte do programa total de treinamento físico do idoso, a fim de minimizar os efeitos no envelhecimento no sistema neuromuscular. Isso também pode contribuir positivamente para a tentativa de preservar a capacidade funcional diária de pessoas idosas (KOMI, 2006).

Da mesma forma, a combinação de ambos os treinamentos pode contribuir com alterações no recrutamento de unidades motoras, como melhoria na co-ativação de músculos sinergistas e antagonistas devido à adaptação neural que pode ocorrer no sistema nervoso devido ao treinamento (HAKKINEN et al, 2000; HAKKINEN et al, 2001).

A especificidade de treinamento é fator crucial para melhora do desempenho funcional em qualquer indivíduo, por isso, na realização de exercícios terapêuticos para a população idosa, os extensores e abdutores de quadril devem receber atenção especial, uma vez que idosos caídores apresentam maior prejuízo funcional desses grupos musculares. No entanto, a abordagem do indivíduo de forma global e funcional deve ser sempre levada em consideração.

Dessa forma, pode-se sugerir que o treinamento de força muscular pode ser utilizado como forma preventiva e terapêutica na melhora da função neuromuscular e evitar o risco de quedas em idosos.

REFERÊNCIAS

- AAGAARD, P.; ANDERSEN, J. L. Correlation between contractile strength and myosin heavy chain isoform composition in human skeletal muscle. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, v. 30, p. 1217-1222, 1998.
- 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.
- AAGAARD, P. Training-induced changes in neural function. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, v. 31, p. 61-67, 2003.
- ABREU, S. S. E.; CALDAS, C. P. Velocidade de marcha, equilíbrio e idade: um estudo correlacional entre idosas praticantes e idosas não praticantes de um programa de exercícios terapêuticos. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 12, n. 4, 2008.
- ANDERS, C.; WAGNER, H.; PUTA, C.; GRASSME, R.; PETROVITCH, A.; SCHOLLE, H.C. Trunk muscle activation patterns during walking in different speeds. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 17, p. 245-252, 2007.
- BENTO, P. C. B.; PEREIRA, G.; UGRINOWITSCH, C.; RODACKI, A. L. F. cc. *Clinical Biomechanics*, v. 25, p. 450–454, 2010.
- BILODEAU, M.; ERB, M. D.; NICHOLS, J. M.; JOINER, K. L.; WEEKS, J.B. Fatigue of elbow flexor muscles in younger and older adults. *Muscle & Nerve*, v. 24, p. 98-106, 2001.
- BLAKE, A.; MORGAN, M.; DALLOSSO, H.; EBRAHIM, S.; ARIE, T.; FENTEM, P.; BASSEY, E. Falls by elderly people at home: prevalence and associated factors. *Age and Ageing*, v. 17, p. 365-372, 1988.
- BRAUER, S. G.; WOOLLACOTT, M.; SHUMWAY-COOK, A. The interacting effects of cognitive demand and recovery of postural stability in balance-impaired elderly persons. *Journal of Gerontology*, v. 56, n. 8, p. 489-496, 2001.
- CASEROTTI, P.; AAGAARD, P.; LARSEN, J. B.; PUGGAARD, L. Explosive heavy-resistance training in old and very old adults: changes in rapid muscle force, strength and power. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, v. 18, p. 773–782, 2008.
- CHAMBERS, A. J.; CHAN, R. Slip-related muscle activation patterns in the stance leg during walking. *Gait & Posture*, v. 25, p. 565-572, 2007.
- CHANG, A.; HAYES, K.; DUNLOP, D.; SONG, J.; HURWITZ, D.; CAHUE, S.; et al. Hipabduction moment and protection against medial tibiofemoral osteoarthritis progression. *Arthritis Rheum*, v.2, p.3515-3519, 2005.

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, n. 5, p. 495–502, 2011.

CORVINO, R. B.; CAPUTO, F.; DE OLIVEIRA, A. C.; GRECO, C. C.; DENADAI, B. S. Taxa de Desenvolvimento de Força em Diferentes Velocidades de Contrações Musculares. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, v. 15, n. 6, p. 428-431, 2009.

COSTA, R. A.; OLIVEIRA, L. M.; WATANABE, S.H.; JONES, A.; NATOUR, J. Isokinetic assessment of the hip muscles in patients with osteoarthritis of the knee. *Clinics*, v. 65, n. 12, p. 1253-1259, 2010.

CRUZ-JENTOFT AJ, BAEYENS JP, BAUER JM, et al. Sarcopenia: European consensus on definition and diagnosis. *Age and Ageing*, v. 39, p. 412-423, 2010.

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

DE REKENEIRE, N.; VISSER, M.; PEILA, R.; NEVITT, M.C.; CAULEY, J.A.; TYLAVSKY, F.A.; SIMONSICK, E.M.; HARRIS, T.B. Is a fall just a fall: correlates of falling in healthy older persons. The health, aging and body composition study. *Journal of the American Geriatrics Society*, v. 51, n. 6, p. 841–846, 2003.

DESMEDT, J. E.; GODAUX, E. Ballistic contractions in fast and slow human muscles: discharge patterns of single motor units. *The Journal of Physiology*, v. 285, p. 185–196, 1978.

DIENER, H. C.; HORAK, F. B.; NASHNER, L. M. Influence of stimulus parameters on human postural responses. *Journal of Neurophysiology*, v. 59, p. 1888–1905, 1988.

DVIR Z. Isocinética: Avaliações Musculares, Interpretações e Aplicações Clínicas. 1ª edição. Manole: 2002.

EDGERTON, V.R.; ROY, R.R.; GREGOR, R.J.; RUGG, S. Morphological basis of skeletal muscle power output. In: JONES, N.L.; McCARTNEY, N.; McCOMAS, A.J., eds. *Human muscle power*. Champaign, Human Kinetics, Cap.4, p.43-64. 1986.

GREVE, P.; WANDERLEY, F. S.; REBELATTO, J. R. The effects of periodic interruptions of physical activities on the physical capacities of adult active women. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, v.49, p.268–271, 2009.

HALL, C. D.; WOOLLACOTT, M. H.; JENSEN, J. L. Age related changes in rate and magnitude of ankle torque development: implications for balance control. *Journal of Gerontology*, v. 54, p. 507-513, 1999.

HAKKINEN, K.; ALLEN, M.; KOMI, P. V. Changes in isometric force- and relaxation-time, electromyographic and muscle fibre characteristics of human skeletal muscle

during strength training and detraining. *Acta Physiologica Scandinavica*, v. 125, p. 573-585, 1985.

HAKKINEN, K.; PAKARINEN, A. Muscle strength and serum testosterone, cortisol and SHBG concentrations in middle-aged and elderly men and women. *Acta Physiologica Scandinavica*, v.148, p.199- 207, 1993.

HAKKINEN, K.; ALLEN, M.; KALLINEN, M.; NEWTON R.U.; KRAMER, W.J. Neuromuscular adaptations during prolonged strength training, detraining and re-strength-training in middle-aged and elderly people. *European Journal of Applied Physiology*, v.83, p. 51-62, 2000.

HAKKINEN, K.; KRAMER, W.J.; NEWTON R.U.; ALLEN, M. Changes in electromyographic activity muscle fibre and force production characteristics during heavy resistance/power strength training in middle-age and older man and women. *Acta Physiologica Scandinavica*, v.171, n.1, p.51-62, 2001.

HALLAL, C. Z. ; MARQUES, N. R. ; GONCALVES, M. . Avaliação do risco de quedas de idosos ativos submetidas a treinamento de equilíbrio com haste vibratória. *Terapia Manual*, v. 8, p. 1-2, 2010.

HARRIDGE, S. D.; BOTTINELLI R.; CANEPARI, M.; PELLEGRINO, M. A.; REGGIANI, C.; ESBJORNSSON, M.; SALTIN, B. Whole-muscle and single-fibre contractile properties and myosin heavy chain isoforms in humans. *Pflügers Archiv European Journal of Physiology*, v. 432, n. 5, p. 913-920, 1996.

HELBOSTAD, J. L.; LEIRFALL, S.; NILSEN, R. M.; SLETVOLD, O. Physical fatigue affects gait characteristics in older person. *Journal of Gerontology*, v.62a, p. 1010-1015, 2007.

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, n. 1, p. 67-74, 2010.

HIRANO, E. S.; FRAGA, G. P.; MANTOVANI, M. Trauma no idoso. *Medicina Ribeirão Preto*, v. 40, n. 3, p. 352-357, 2007.

HONG, G. R. S.; SUNG-HYUN CHO, S. H.; TAK, Y. R. Falls among Koreans 45 years of age and older: incidence and risk factors. *Journal of advanced nursing*, v. 66, n. 9, p. 2014-2024, 2010.

HORVAT, M.; RAMSEY, V.; AMESTOY, R.; CROCE, R. Muscle activation and movement responses in youth with and without mental retardation. *Research Quarterly for Exercise & Sport*, v. 74, n. 3, p. 319-323, 2003.

Instituto Brasileiro de Geografia Estatística, 2006. Breves notas sobre a mortalidade no Brasil no período 2000–2005. IBGE, Rio de Janeiro, 20 p. (in Portuguese).

Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística, 2010. Disponível em < www.ibge.gov.br/censo2010/>. Acesso em: 15.fev.2011.

JANSSEN, I. Influence of sarcopenia on the development of physical disability: the cardiovascular health study. *Journal of the American Geriatrics Society*, v.54, n.1, p.56-62, 2006.

KOMI, PV. *Força e potência no esporte*. 2ª edição. Artmed: 2006.536.

KRAEMER, W. J.; NEWTON, R. U. Training for muscular power. *Physical Medicine & Rehabilitation Clinics of North America*, v. 11, n. 2, p. 341–368, 2000.

LANZA, I.R.; TOWSE, T.F.; CALDWELL, G.E.; WIGMORE, D.M.; KENT-BRAUN, J.A. Effects of age on human muscle torque, velocity, and power in two muscle groups. *J Appl Physiol*, v.95, n.6, p.2361–2399, 2003.

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. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, v. 20, p.482–488, 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.

LEXELL, J.; TAYLOR, C.C.; SJOSTROM, M. What is the cause of the ageing atrophy? Total number, size and proportion of different fiber types studied in whole vastus lateralis muscle from 15- to 83-year-old men. *J Neurol Sci*, v.84, p.275–294, 1988.

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

LORD, S. R.; MENZ, H. B.; TIEDEMANN, A. A physiological profile approach to falls risk assessment and prevention. *Physical Therapy*, v.83, n.3, p.237–252, 2003.

LOVELL, D. I.; CUNEO, R.; GASS, G. C. Can Aerobic Training Improve Muscle Strength and Power in Older Men? *Journal of Aging and Physical Activity*, v.18, p.14-26, 2010.

MALKIA, E.; IMPIVAARA, O.; HELIOVAARA, M.; MAATELA, J. The physical activity of healthy and chronically ill adults in Finland at work, at leisure and during commuting. *Scandinavian Journal of Medicine Science and Sports*, v.4, p.82-87, 1994.

MARQUES, N. R. ; MORCELLI, MH ; HALLAL, C. Z. ; GONCALVES, M. . EMG activity of trunk stabilizer muscles during Centering Principle of Pilates Method. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 2012. (in press)

MENDIS, M.D.; HIDES, J.A.; WILSON, S.J.; GRIMALDI, A.; BELAVY, D.L.; STANTON, W.; FELSEBERG, D.; RITTWEGER, J.; RICHARDSON, C. Effect of prolonged bed rest on the anterior hip muscles. *Gait & Posture*, v.30, n.4, p.533–537, 2009.

MIRKOV, D. M.; NEDELJKOVIC, A.; MILANOVIC, S.; JARIC, S. Muscle strength testing: evaluation of tests of explosive force production. *European Journal of Applied Physiology*, v. 91, p. 147–154, 2004.

MORELAND, J. D.; RICHARDSON, J. A.; GOLDSMITH, C. H.; CLASE, C. M. Muscle weakness and falls in older adults: a systematic review and meta-analysis. *Journal of the American Geriatrics Society*, v. 52, n. 7, p. 1121–1129, 2004.

NAGAI, K.; YAMADA, M.; UEMURA, K.; YAMADA, Y.; ICHIHASHI, N.; TSUBOYAMA, T. Differences in muscle coactivation during postural control between healthy older and young adults. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, v.53, p.338–343, 2011.

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.

ORDWAY, N. R.; HAND, N.; BRIGGS, G.; PLOUTZ-SNYDER, L. L. Reliability of knee and ankle strength measures in an older adult population. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, v. 20, n. 1, p. 82-87, 2006.

PIJNAPPEL, M.; VAN DER BURG, J. C. E.; REEVES, N. D.; VAN DIEËN, J. H. Identification of elderly fallers by muscle strength measures. *European Journal of Applied Physiology*, n.102, p. 585–592, 2008.

PINHO, L.; DIAS, R. C.; SOUZA, T. R.; FREIRE, M. T. F.; TAVARES, C. F.; DIAS, J. M. D. Avaliação isocinética da função muscular do quadril e do tornozelo em idosos que sofrem quedas. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 9, n. 1, p. 93-99, 2005.

RAO, S. S. Prevention of falls in older patients. *American Family Physician*, v. 72, n.1, p.81–88, 2005.

REBELATTO, J. R; CALVO, J. I; AREJUELA, J. R; PORTILLO, J. C. Influência de um programa de atividade física de longa duração sobre a força muscular manual e a flexibilidade corporal de mulheres idosas. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, v. 10, n. 1, p. 127-132, 2006.

REES, S .S.; MURPHY, A. J.; WATSFORD, M. L. Effects of Whole-Body Vibration Exercise on Lower-Extremity Muscle Strength and Power in an Older Population: A Randomized Clinical Trial. *Physical Therapy*, v. 88, n. 4, p. 462-470, 2008.

ROETENBERG, D; BUURKE, J. H; VELTINK, P. H; CORDERO, A. F; HERMENS, H. J. Surface electromyography analysis for variable gait. *Gait & Posture*, v. 18, p. 109-117, 2003.

RUBENSTEIN, L. Z. Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. *Age & Ageing*, v. 35, n. 2, p. 37–41, 2006.

RUNGE, C .F.; SHUPERT, C. L.; HORAK, F. B.; ZAJAC, F. E. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait & Posture*, v. 10, p. 161–170, 1999.

SALE, D. G. Neural adaptation to resistance training. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, v. 20, n. 12, p. 135-145, 1988.

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

SHUMWAY-COOK, A; WOOLLACOTT. *Motor control theory and practical applications*, 2000.

SKELTON, D. A.; KENNEDY, J.; RUTHERFORD, O. M. Explosive power and asymmetry in leg muscle function in frequent fallers and non-fallers aged over 65. *Age & Ageing*, v. 31, n. 2, p. 119–125, 2002.

SOWERS, M. R.; CRUTCHFIELD, M.; RICHARDS, K.; WILKIN, M. K.; FURNISS, A.; JANNAUSCH, M.; ZHANG, D.; GROSS, M. Sarcopenia is related to physical functioning and leg strength in middle-aged women. *Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, v. 60, n. 4, p. 486-490, 2005.

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

TORRY, M. R.; SCHENKER, M. L.; MARTIN, H. D.; HOGOBOOM, D.; PHILIPPON, M. J. Neuromuscular hip biomechanics and pathology in the athlete. *Clinical Sports Medicine*, v. 25, p. 179–197, 2006.

TSIROS, M.D.; GRIMSHA, P.N.; SHIELD, A.J.; BUCKLEY, J.D. The Biodex Isokinetic Dynamometer for knee strength assessment in children: Advantages and limitations. *Work*, v.39,p.161–167, 2011.

VAN CUTSEM, M.; DUCHATEAU, J.; HAINAUT K. Changes in single motor unit behavior contributes to the increase in contraction speed after dynamic training in humans. *The Journal of Physiology*, v. 513, p. 295-305,1998.

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

WERT, D. M.; BRACH, J.; PERERA, S.; VAN SWEARINGER, J. M. Gait biomechanics, spatial and temporal characteristics, and the energy cost of walking in older adults with impaired mobility. *Physical Therapy*, v. 90, n. 7, p. 977-985, 2010.

YEN, H. C.; CHEN, H. L.; LIU, M. W.; LIU, H. C.; LU, T, W. Age effects on the inter-joint coordination during obstacle-crossing. *Journal of Biomechanics*, v. 42, p. 2501-2506, 2009.

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