

Luciano Fernandes Crozara

**ANÁLISE COMPARATIVA DE VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS ENTRE MULHERES
IDOSAS CAIDORAS E NÃO CAIDORAS**

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 - Área Tecnologias nas Dinâmicas Corporais.

Orientador: Prof. Dr. Mauro Gonçalves

Rio Claro

2012



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
CAMPUS DE RIO CLARO
INSTITUTO DE BIOCIÊNCIAS DE RIO CLARO

CERTIFICADO DE APROVAÇÃO

TÍTULO: Análise comparativa de variáveis biomecânicas entre mulheres idosas caídas e não caídas.

AUTOR: LUCIANO FERNANDES CROZARA

ORIENTADOR: Prof. Dr. MAURO GONÇALVES

Aprovado como parte das exigências para obtenção do Título de MESTRE EM DESENVOLVIMENTO HUMANO E TECNOLOGIAS, Área: TECNOLOGIAS NAS DINÂMICAS CORPORAIS, pela Comissão Examinadora:

Prof. Dr. MAURO GONÇALVES

Departamento de Educação Física / Instituto de Biociências de Rio Claro - Rio Claro/SP

Prof. Dr. ADALBERTO GASPARATO CARDOZO

Departamento de Educação Física / Instituto de Biociências de Rio Claro - Rio Claro/SP

Prof. Dr. JULIO CERCA SERRÃO

Universidade de São Paulo, Escola de Educação Física e Esporte, Departamento de Biodinâmica do Movimento do Corpo Humano - São Paulo/SP

Data da realização: 30 de maio de 2012.

RESUMO

Alterações de força e potência muscular, nível elevado de cocontração, desequilíbrio de força entre músculos antagonistas, respostas motoras inadequadas, especialmente nos membros inferiores, estão associadas ao envelhecimento. Tais fatores podem estar relacionados às perdas de capacidades funcionais e ao aumento do risco de quedas na população idosa. Diante deste fato extremamente comprometedor para a qualidade de vida desta população, os objetivos do presente estudo foram: (1) comparar a capacidade de produzir torque e potência nas articulações do joelho e tornozelo entre mulheres jovens, idosas caídas e não caídas; (2) comparar o torque máximo, a taxa de desenvolvimento de força (TDF), a taxa de aumento do sinal eletromiográfico (TAEMG) e o tempo de reação sensório-motor entre mulheres jovens, idosas caídas e não caídas; (3) comparar o nível de cocontração, a razão eletromiográfica e a razão de força entre músculos agonistas e antagonista das articulações de joelho e tornozelo entre mulheres jovens, idosas caídas e não caídas. Para cada objetivo proposto é apresentado um artigo, nos quais foram avaliados 63 indivíduos que se voluntariaram para o estudo, sendo: 18 mulheres jovens, 22 mulheres idosas com histórico de quedas nos últimos doze meses pregressos ao estudo e 23 mulheres idosas sem histórico de quedas nos últimos doze meses pregressos ao estudo. Entre as participantes idosas foram realizados os testes funcionais escala de equilíbrio de Berg (EEB) e teste de sentar e levantar (TSL). Para a aquisição das variáveis foi utilizado um dinamômetro isocinético, no modo de execução concêntrico/concêntrico e isométrico para a avaliação das articulações do joelho e tornozelo em sincronia com um sistema de aquisição de sinais eletromiográficos (EMG) por telemetria dos músculos reto femoral, vasto lateral, bíceps femoral, tibial anterior e gastrocnêmio lateral. Com a aquisição destas variáveis foram obtidas medidas de torque, razão de pico de torque, potência, TDF, TAEMG, ativação muscular agonista, cocontração muscular antagonista, razão eletromiográfica, tempo de reação total e tempo de reação fracionado (tempo pré motor e tempo motor). Idosas caídas apresentaram menor capacidade de produzir potência na articulação do joelho durante a extensão a 90 e flexão 120°/s, menores valores de pico de torque isométrico na articulação do joelho e reduzida TAEMG no músculo GL durante as contrações isométricas em relação as idosas não caídas. Além disso, somente as idosas caídas apresentaram um maior nível de ativação EMG dos músculos RF e BF e

menor potência de flexão dorsal do tornozelo a 90°/s em relação a jovens. Com relação aos testes funcionais idosas caídas apresentaram menores e maiores pontuações na EEB e no TSL do que idosas não caídas, respectivamente. Idosas, independentemente do histórico de quedas, apresentaram maior tempo motor para os músculos RF, VL, BF, GL e TA, maior tempo para atingir o torque isométrico máximo (flexão dorsal do tornozelo), maior razão de pico de torque de flexão dorsal/plantar do tornozelo a 90 e 120°/s, declínio do torque máximo e reduzida TDF nas articulações do joelho e tornozelo em relação as jovens. Portanto, concluiu-se que idosas caídas apresentam desempenho funcional reduzido, menor capacidade de produzir potência nos movimentos de extensão e flexão do joelho e flexão dorsal do tornozelo, menor produção de força máxima nos extensores e flexores do joelho e nos flexores plantares do tornozelo em relação a idosas sem histórico de quedas nos últimos doze meses pregressos ao estudo.

Palavras-chave: Eletromiografia de superfície. Dinamometria isocinética. Quedas. Idosos

ABSTRACT

Changes in muscle strength and power, high level of co-contraction, strength imbalance between antagonist muscles, inadequate motor responses, especially in the lower limbs, are associated with aging. Such factors may be related to loss of functional capacity and increased risk of falls in the elderly. Given this fact extremely compromising for the quality of life in this population, the objectives of this study were: (1) to compare the ability to produce power and joint torque in the knee and ankle among young females, older female fallers and nonfallers, (2) to compare the maximum torque, the rate of force development (RFD), the rate of rise in EMG (RREMG) and sensory motor reaction time among young females, older females fallers and nonfallers (3) to compare the level of co-contraction, EMG and joint torque ratio between agonists and antagonist muscles of knee and ankle joints among young females, older females fallers and nonfallers. For each objective proposed is presented a paper, which were evaluated 63 subjects who volunteered for the study, being: 18 young females, 22 older females with a history of falls in the last twelve months previous to the study and 23 older females with no history of falls in the last twelve months previous to the study. Among the older participants were conducted the tests Berg Balance Scale (BBS) and sitting and standing test (SST). For the acquisition of the data was used an isokinetic dynamometer, in concentric/concentric and isometric mode for the evaluation of knee and ankle joints in sync with an acquisition system of electromyographic signals by telemetry of the rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL), biceps femoris (BF), tibialis anterior (TA) and gastrocnemius lateralis (GL). With the acquisition of these data were obtained measurements of joint torque, ratio of peak torque, power, RFD, RREMG, agonist muscle activation, antagonist muscle co-contraction, EMG ratio, total reaction time and fractionated reaction time (pre-motor time and motor time). Older fallers showed less ability to produce power in the knee joint during extension and flexion at 90 and 120°/s, lower values of peak torque in the knee joint and reduced RREMG of the GL muscle during isometric contractions than older nonfallers. Furthermore, only the older fallers showed a higher level of EMG activation of the RF and BF muscles and lower power of ankle dorsiflexion at 90°/s than young females. With respect to functional tests older fallers had lower and higher scores on BBS and SST tests than older nonfallers, respectively. Older females, irrespective of history of falls, had longer motor time to the muscles RF, VL, BF, GL and TA, longer time to reach maximum

isometric torque (ankle dorsiflexion), higher ratio of peak torque of ankle dorsiflexion/plantiflexion at 90 and 120°/s, lower peak torque and reduced rate of torque development in the knee and ankle joints than to young females. Therefore, it was concluded that older females fallers have reduced functional performance compared to older females who do not fall and the lower ability to produce power in the movements of extension and knee flexion and ankle dorsiflexion, the lower peak torque production in the knee extensors and flexors and especially in the ankle plantar flexors are instances that should be further investigated as potential contributors to falls in elderly.

Key words: Surface eletromyography. Isokinetic dynamometry. Falls. Elderly

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, a Deus por ter me dado a oportunidade e a capacidade para desempenhar minhas funções pessoais e profissionais da melhor maneira possível. A Ti toda honra e glória.

Aos meus pais e minha irmã por toda a confiança, carinho, amor incondicional, paciência, investimento pessoal e por ser minha estrutura, amo vocês, esta vitória é nossa!

A minha namorada e meu tesouro Gabriella, por todo seu companheirismo, dedicação, apoio, por todo o crescimento pessoal e profissional, pelos vários momentos felizes e, principalmente, por todo seu amor e carinho, Te Amo!!! Sou um homem realizado ao seu lado.

Ao meu orientador Mauro Gonçalves, pelo aprendizado constante, pelo exemplo de dedicação, competência e ética profissional. Obrigado pela oportunidade e pelo privilégio de ter feito parte de seu grupo de pesquisa.

Aos meus grandes amigos de Uberlândia e Rio Claro, a quem devo boa parte da história da minha vida tanto pessoal como acadêmica, é um privilégio ter vocês como amigos!

Aos amigos e colegas do Laboratório de Biomecânica, pelo enorme apoio, pela contribuição profissional e pessoal, amizade, confraternizações. Ninguém faz pesquisa sozinho e devo a realização desta pesquisa em grande parte para esse grupo forte, unido, ético e extremamente competente.

E a todas as pessoas que tiveram alguma contribuição direta ou indiretamente na minha vida tanto acadêmica quanto pessoal para que hoje fosse possível eu realizar mais um dos meus objetivos, e sei que tem muitos mais pela frente!

À CAPES, CNPq, FAPESP e FUNDUNESP pelo apoio financeiro ao projeto e ao Programa de Pós Graduação em Desenvolvimento e Tecnologias pela formação.

SUMÁRIO

	Página
1 INTRODUÇÃO.....	9
2 OBJETIVOS.....	11
2.1 Objetivos gerais.....	11
2.2 Objetivos específicos.....	11
3 ARTIGOS.....	12
3.1 Artigo 1.....	13
3.2 Artigo 2.....	32
3.3 Artigo 3.....	56
4 CONCLUSÃO.....	72
5 REFERÊNCIAS.....	73
6 ANEXOS.....	76
6.1 Anexo 1: Escala de equilíbrio de Berg.....	76
6.2 Anexo 2: Mini-Exame de estado mental.....	82
6.3 Anexo 3: Questionário internacional de nível de atividade física.....	84
6.4 Anexo 4: Questionário específico sobre quedas.....	87
6.5 Anexo 5: Termo de consentimento livre e esclarecido.....	88
6.6 Anexo 6: Parecer do comitê de ética em pesquisa local.....	90

1 INTRODUÇÃO

De 1950 a 1998, a população mundial de idosos passou de aproximadamente 204 milhões para 579 milhões e a projeção para 2050 é de cerca de 1,9 bilhão. Este fenômeno deve-se, entre outros fatores, ao aumento da expectativa de vida, devido à melhoria nas condições de saúde e aos avanços da área médica (IBGE, 2000; HIRANO; FRAGA; MANTOVANI, 2007). 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.

O envelhecimento biológico natural do ser humano (senescência) vem acompanhado de uma série de alterações fisiológicas, tais como: comprometimento da visão, diminuição da audição, do equilíbrio, redução da velocidade dos impulsos nervosos, diminuição dos mecanismos de atenção e tempo de reação, alterações proprioceptivas e degeneração do sistema neuromuscular que, por sua vez, leva ao comprometimento do desempenho motor expondo-os a situações de quedas, geralmente com graves consequências (BASSEY, 1997; ABREU, CALDAS, 2008; COURT-BROWN, CLEMENT, 2009; CHODZKO-ZAJKO et al., 2009; STELMACH; ZALAZNIK; LOWE, 1990; DOHERTY et al., 1993; METTER et al., 1998; SCAGLIONI et al., 2002; TANG; WOOLLACOTT, 1998; KERRIGAN et al., 1998). Além disso, o sedentarismo tem sido apontado como fator não menos importante na aceleração do processo de degeneração do sistema neuromuscular com o envelhecimento (BASSEY, 1997; HARRIDGE et al., 1999; CHODZKO-ZAJKO et al., 2009). Nesse sentido, estudos relatam que após treinamento de equilíbrio com haste vibratória ocorre uma diminuição do risco de queda em mulheres idosas (HALLAL; MARQUES; GONÇALVES, 2011).

Dentre as alterações fisiológicas que acompanham o envelhecimento, a degeneração do sistema neuromuscular tem grande influência no desempenho das atividades de vida diárias da população idosa (KERRIGAN et al., 1998). A diminuição da força muscular, flexibilidade, resistência, velocidade de condução de impulsos nervosos e do equilíbrio, pode acarretar inúmeros fatores responsáveis pela perda da autonomia e independência dos idosos (BASSEY, 1997; MEULEMAN et al., 2000; FARIA et al., 2003; HIRANO; FRAGA; MANTOVANI, 2007).

As manifestações de distúrbios no equilíbrio têm importante impacto para os idosos e um elevado custo social, haja vista o alto índice de internação e óbito

decorrentes de quedas (COLLEDGE, 1997; BURNFIELD et al., 2000; FARIA et al., 2003; RIBEIRO; PEREIRA, 2005; SILVA et al., 2006; HIRANO; FRAGA; MANTOVANI, 2007; PIJNAPPELS et al., 2008a; PIJNAPPELS et al., 2008b; VAN DIEEN; PIJNAPPELS, 2008). 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; CALDAS, 2008). Além disso, a Sociedade Brasileira de Geriatria e Gerontologia aponta que cerca de 30% dos indivíduos com idade maior ou igual a 65 anos apresentam relato de queda anualmente, havendo aumento deste percentual para 51% nos indivíduos com mais de 85 anos. Existe uma relação direta entre o envelhecimento e o aumento de fraturas causadas por quedas, aproximadamente 86% dos casos (COURT-BROWN; CLEMENT, 2009).

A queda pode ser considerada um evento sentinela, ou seja, sinalizador do início do declínio da capacidade funcional envolvendo diversas causas, fatores intrínsecos (fisiológicos e neuromusculares) ou extrínsecos (ambientais), geralmente de etiologia multifatorial, sobretudo em pessoas muito idosas (COLLEDGE, 1997; MENEZES; BACHION, 2008; LAROCHE et al, 2010). Este evento (queda) pode ser definido pela insuficiência súbita do controle postural (desequilíbrio), que leva o indivíduo a um evento não intencional que tem como resultado a mudança de posição da corpo para um nível mais baixo, em relação a sua posição inicial (LAMB et al., 2005; COLLEDGE, 1997). Em outras palavras, a queda pode ser consequência da incapacidade do reposicionamento ou manutenção do centro massa sobre a base de suporte após uma perturbação postural (THELEN et al, 1996; ROBINOVITCH et al. 2002).

Nesse sentido, a investigação do comportamento de variáveis biomecânicas em indivíduos idosos com e sem histórico de quedas se torna importante tanto para melhor compreender os mecanismos da queda quanto para fornecer subsídios científicos para a elaboração de estratégias de intervenção com exercício físico que tenham o objetivo de prevenir e/ou reabilitar pessoas com um alto risco de queda.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo geral

- O objetivo deste estudo é descrever o comportamento de variáveis biomecânicas em indivíduos idosos com e sem histórico de quedas.

2.2 Objetivos específicos

- Comparar o pico de torque (PT), a atividade eletromiográfica (EMG) no PT e a potência muscular de flexores e extensores do joelho e de flexores dorsais e plantares do tornozelo entre mulheres jovens, idosas caídas e não-caídas.

- Comparar a taxa de desenvolvimento de torque, a taxa de aumento EMG, o tempo para atingir o PT e o tempo de reação total e fracionado (tempo pré motor e tempo motor) de flexores e extensores do joelho e de flexores dorsais e plantares do tornozelo entre mulheres jovens, idosas caídas e não-caídas.

- Comparar a razão de PT, a razão eletromiográfica e o nível de cocontração muscular antagonista dos flexores/extensores do joelho e flexores dorsais/plantares do tornozelo entre mulheres jovens, idosas caídas e não-caídas.

3 ARTIGOS

Nesse capítulo serão apresentados os artigos que compõem esta dissertação, intitulados:

3.1 Força e ativação neuromuscular no joelho e tornozelo de mulheres idosas caídas e não caídas

3.2 Tempo de resposta motora, taxa de aumento EMG e taxa de desenvolvimento de força em mulheres idosas caídas e não caídas

3.3 Análise dinamométrica e eletromiográfica em mulheres idosas caídas e não caídas

3.1 FORÇA E ATIVAÇÃO NEUROMUSCULAR NO JOELHO E TORNOZELO DE MULHERES IDOSAS CAIDORAS E NÃO CAIDORAS

RESUMO

Introdução: Alterações de força e potência muscular, especialmente nos membros inferiores, estão associadas ao envelhecimento e têm sido apontadas como um dos principais fatores causais das quedas e consequentemente de danos na saúde, qualidade de vida e independência de indivíduos idosos. Nesse sentido a avaliação de músculos envolvidos nas articulações do joelho e tornozelo é importante para melhor compreender a influência do histórico de quedas na função muscular. **Objetivo:** Comparar o pico de torque (PT), a atividade eletromiográfica no PT e a potência muscular de flexores e extensores do joelho e de flexores dorsais e plantares do tornozelo entre mulheres jovens, idosas caidoras e não-caidoras. **Método:** Foram avaliados 63 indivíduos, sendo 18 mulheres jovens, 22 idosas classificadas como caidoras e 23 como não caidoras. O torque e a potência foram determinadas em contração voluntária máxima a 90 e 120°/s utilizando um dinamômetro isocinético. Durante as avaliações dinamométricas também foi registrado o sinal eletromiográfico de superfície (EMG) dos músculos reto femoral (RF), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), gastrocnêmio lateral (GL) e tibial anterior (TA). A escala de equilíbrio de Berg (EEB) e o teste de sentar e levantar (TSL) foram utilizados para caracterizar o desempenho funcional. **Resultados:** Idosas caidoras apresentaram menor capacidade de produzir potência na articulação do joelho a 90 e 120°/s e do tornozelo a 90°/s do que jovens e idosas não caidoras. Além disso, idosas caidoras apresentaram um maior nível de ativação agonista dos músculos RF e BF durante a extensão e flexão do joelho a 90 e 120°/s em relação a jovens ($p < 0,05$). Com relação aos testes funcionais EEB e TSL idosas caidoras apresentaram menores e maiores pontuações do que idosas não caidoras, respectivamente ($p < 0,05$). **Conclusão:** Idosas caidoras apresentam uma menor capacidade de produzir potência nos movimentos de extensão e flexão do joelho e flexão dorsal do tornozelo em relação a idosas não caidoras. Além disso, o nível ativação muscular agonista de flexores e extensores do joelho de idosas caidoras é superior ao de mulheres jovens, mesmo sem necessariamente produzirem mais força.

Palavras-chave: Torque. Potência. Ativação muscular agonista. Risco de queda. Idosos.

INTRODUÇÃO

O envelhecimento fisiológico do ser humano está associado à degeneração do sistema neuromuscular que, por sua vez, leva ao comprometimento do desempenho motor de idosos expondo-os a situações de parcial ou total dependência e principalmente a episódios de queda, geralmente com graves consequências (BASSEY, 1997; ABREU, CALDAS, 2008; CHODZKO-ZAJKO et al., 2009; COURT-BROWN, CLEMENT, 2009).

O envelhecimento pode acometer componentes tanto centrais quanto periféricos do sistema neuromuscular. Alterações nos parâmetros centrais da contração muscular decorrentes do processo de envelhecimento estão associados com o declínio da força muscular e potência, que por sua vez tem sido mostradas como determinantes do aumento do risco de quedas em idosos (POUSSON et al., 2001; RUBENSTEIN, 2006; BENTO et al, 2010; CLARK et al., 2011). Por outro lado, componentes periféricos do sistema neuromuscular, como as propriedades contráteis do músculo esquelético também sofrem influência do processo de envelhecimento, uma vez que se tornam mais lentas devido à perda predominante de fibras musculares do tipo II em um processo conhecido como sarcopenia (BASSEY, 1997; VANDERVOORT, 2002; EDSTROM et al., 2007; AAGAARD et al., 2010). No entanto, sugere-se que as alterações nos componentes centrais do sistema neuromuscular decorrentes do envelhecimento, refletem uma adaptação neural, uma vez que altas taxas de disparo não aumentariam a produção de força pelo músculo (CONNELLY et al., 1999; KLASS; BAUDRY; DUCHATEAU, 2007).

Estudos prévios indicam que indivíduos idosos classificados como caídores apresentam potência de flexão/extensão do joelho e flexão-plantar/flexão-dorsal do tornozelo reduzidas quando comparados com idosos não-caídores, e que ambos apresentam esta diminuição em relação a jovens (BASSEY et al, 1992; PERRY et al, 2007; CASEROTTI et al, 2008). Pousson et al. (2001) por sua vez, ao avaliarem a articulação do cotovelo em idosos relataram que estes apresentaram menor nível de ativação neuromuscular do que jovens e ainda, que o nível de ativação neuromuscular em altas velocidades angulares (240°/s) foi menor do que em velocidades mais baixas (60°/s) no grupo de idosos quando comparados a jovens. No entanto, ainda não está bem estabelecido na literatura que tipo e velocidade de contração está mais relacionada com a perda da funcionalidade muscular nas

articulações do joelho e tornozelo e com um aumento do risco de quedas em indivíduos idosos.

Além disso, o sedentarismo tem sido apontado como fator não menos importante na aceleração do processo de degeneração do sistema neuromuscular com o envelhecimento (BASSEY, 1997; HARRIDGE et al., 1999; CHODZKO-ZAJKO et al., 2009). Estudos relatam que idosos sedentários apresentam um declínio mais acentuado da força e da potência, quando comparados com idosos submetidos a diversas modalidades de treinamento (KLITGAARD et al., 1990; VANDERVOORT, 2002; KORHONEN et al., 2006; CHODZKO-ZAJKO et al., 2009). Portanto, o objetivo do presente estudo foi comparar o pico de torque (PT), a atividade eletromiográfica no PT e a potência muscular de flexores e extensores do joelho e de flexores dorsais e plantares do tornozelo entre mulheres jovens, idosas caídas e não caídas. As hipóteses deste estudo são que mulheres idosas classificadas como caídas apresentarão uma menor capacidade de produzir força e ativação muscular nos músculos envolvidos nas articulações do joelho e tornozelo do que idosas não caídas durante contrações dinâmicas.

MATERIAIS E MÉTODOS

Amostra

Participaram deste estudo 45 mulheres idosas não institucionalizadas e 18 mulheres jovens, todas fisicamente ativas. As características físicas das participantes estão apresentadas na Tabela 1. As mulheres jovens compuseram o grupo de jovens (GJ; n = 18), enquanto que as mulheres idosas foram divididas em dois grupos, grupo de idosas não-caídas (GINC; n = 23) e grupo de idosas caídas (GIC; n = 22), baseado no protocolo utilizado por Callisaya et al. (2011), no qual era relatado pelas participantes idosas o número de queda nos últimos 12 meses pregressos ao estudo, incluindo as causas da queda, caso tenha ocorrido. As participantes idosas realizaram os testes funcionais Escala de Equilíbrio de Berg (BERG et al., 1992) e teste de Sentar e Levantar (ARAÚJO, 1999), respectivamente, para avaliação do risco de queda e da capacidade de sentar e levantar do chão utilizando o mínimo de apoio possível. Para a classificação do nível de atividade física foi utilizado o Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ,

Organização Mundial de Saúde, 1998). Foram incluídas no estudo as voluntárias que não apresentaram dor, fratura, ou lesão grave em tecidos moles nos seis meses antecedentes ao estudo, e sem comprometimentos cognitivos (Mini-Exame do Estado Mental – FOLSTEIN; FOLSTEIN; MCHUGH, 1975), cardiovasculares ou respiratórios. Todas as participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa local (CEP 69/2009).

Tabela 1. Média e desvio padrão ($\pm$) das características físicas das participantes jovens (GJ), idosas não caídas (GINC) e idosas caídas (GIC) e das pontuações nos testes funcionais (somente para os grupos de idosas).

	GJ (n = 18)	GINC (n = 23)	GIC (n = 22)	p
Idade (anos)	21,79 $\pm$ 2,12	66,09 $\pm$ 5,96	69,68 $\pm$ 6,99	0,070
Massa Corporal (kg)	60,72 $\pm$ 7,92	64,72 $\pm$ 12,68	66,06 $\pm$ 9,81	0,695
Estatura (m)	1,62 $\pm$ 0,06	1,55 $\pm$ 0,06	1,52 $\pm$ 0,05	0,120
IMC (kg.m ²)	23,29 $\pm$ 3,23	27,08 $\pm$ 4,68	28,66 $\pm$ 3,9	0,226
EEB	-	54,91 $\pm$ 1,51	53,53 $\pm$ 3,26	0,012*
TSL	-	3,45 $\pm$ 1,82	5,38 $\pm$ 2,57	0,003*

IMC: Índice de massa corporal; EEB: Escala de equilíbrio de Berg; TSL: Teste de sentar e levantar.

* Diferença significativa entre os grupos de idosas caídas e não caídas ($p < 0,05$)

Avaliação dinamométrica

As avaliações de torque das articulações do joelho e tornozelo foram realizadas em um dinamômetro isocinético System 4 PRO (Biodex®), o qual foi sincronizado com o módulo de aquisição de sinais biológicos por meio de uma placa de sincronização NorBNC versão USB (Noraxon®). Os dados dinamométricos e eletromiográficos foram registrados pelo software myoresearch com frequência de amostragem de 2000 Hz (versão 1,07, Noraxon®).

O protocolo de avaliação foi composto de uma série de cinco contrações isocinéticas máximas para flexão e extensão do joelho no modo de execução concêntrico/concêntrico nas velocidades de 90 e 120°/s. A amplitude de movimento foi de 90 a 30° (60°), considerando que 0° corresponde a extensão completa do joelho. O epicôndilo lateral do fêmur foi alinhado ao eixo de rotação do dinamômetro e o quadril foi posicionado a 90° de flexão em todos os modos de execução nas avaliações do joelho (HARTMANN et al, 2009) (Figura 1). Foram realizados os mesmos protocolos para a flexão-plantar e flexão-dorsal do tornozelo nas

velocidades de 90 e 120°/s percorrendo uma amplitude de movimento de 20° para flexão dorsal e 40° para flexão plantar, partindo da posição neutra. Nas avaliações do tornozelo a borda inferior do maléolo lateral foi alinhada ao eixo de rotação do dinamômetro e o quadril e o joelho foram posicionados a 70 e 45° de flexão, respectivamente (HARTMANN et al, 2009) (Figura 2). Foi realizada a correção gravítica em todas as avaliações dinamométricas.



Figura 1: Posicionamento do voluntário no dinamômetro para a avaliação isocinética de músculos envolvidos na articulação do joelho.

A sequência das avaliações no equipamento foi aleatória e o posicionamento dos indivíduos no dinamômetro isocinético foi de acordo com as recomendações do fabricante. Durante as avaliações, o tronco, a pelve e o membro inferior foram estabilizados por meio de cintas ajustáveis. A avaliação foi realizada no membro inferior dominante (SADEGHI et al, 2000), e cada série foi realizada após familiarização de três repetições submáximas e 1 máxima do movimento a ser realizado (HARTMANN et al, 2009). Todas voluntárias foram fortemente encorajadas

durante as avaliações e orientadas a iniciar a contração muscular o mais rápido e forte possível, imediatamente após identificar o *feedback* visual (luz).



Figura 2: Posicionamento do voluntário no dinamômetro para a avaliação isocinética de músculos envolvidos na articulação do tornozelo.

Eletromiografia

O eletromiograma de superfície (EMG) foi registrado durante a avaliação dinamométrica utilizando um módulo de aquisição de sinais biológicos por telemetria (Telemyo 900, Noraxon[®]), com ganho total de 2000 vezes (20 vezes no sensor e 100 vezes no equipamento), razão de modo de rejeição comum > 100 dB (60 Hz), ruído de base < 1 μ V *root mean square* (RMS), impedância diferencial de entrada > 10 MOhm, utilizando um conversor analógico-digital de 16 bit. O EMG foi registrado com frequência de amostragem de 2000 Hz. Foram utilizados eletrodos de superfície bipolares Ag/AgCl (Miotec[®]), com área de captação de 10 mm de diâmetro e distância intereletrodos (centro a centro) fixa de 20 mm. Previamente a colocação dos eletrodos, foi realizada a tricotomia e limpeza da pele com álcool, como forma de evitar possíveis interferências no sinal eletromiográfico (GONÇALVES e BARBOSA, 2005).

Os eletrodos foram posicionados unilateralmente no membro inferior dominante, sobre o ventre dos músculos reto femoral (RF), vasto lateral (VL), bíceps

femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio porção lateral (GL), longitudinalmente e paralelamente ao sentido das fibras musculares de acordo com as recomendações do SENIAM (*Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles*; HERMENS et al., 2002). O eletrodo de referência foi posicionado no maléolo medial do membro avaliado.

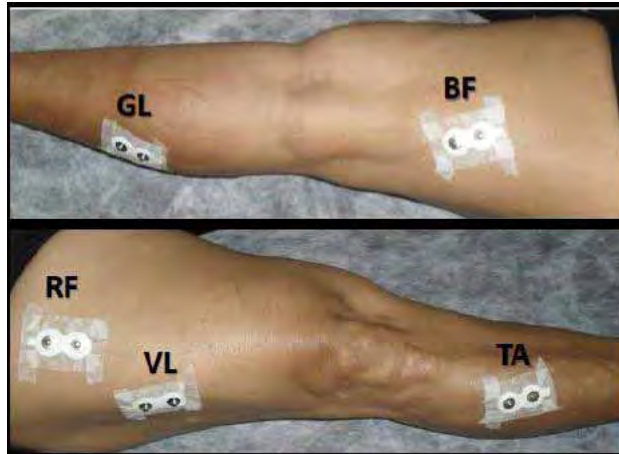


Figura 3: Posicionamento dos eletrodos nos músculos RF, VL, BF, TA e GL.

Análise de dados

Os dados dinamométricos e eletromiográficos foram processados e analisados por meio de rotinas específicas desenvolvidas em ambiente Matlab, versão 7,4 (Mathworks®, Inc.).

O sinal de torque foi suavizado utilizando um filtro digital (Butterworth de 4ª ordem) passa baixa com frequência de corte de 3 Hz (WINTER, 1990). Desta forma foi obtido o valor do PT (N.m) dentre um total de quatro picos obtidos de contrações voluntárias isocinéticas máximas (após desconsiderar a primeira contração). Para o cálculo da potência média (Watts) foi calculada a média do torque realizado durante as contrações que, em seguida, foi multiplicada pela velocidade angular em radianos por segundo. As medidas de torque foram normalizadas pela massa corporal para explicar as diferenças entre os voluntários e refletir mais precisamente o desempenho funcional muscular de cada indivíduo.

O EMG dos músculos RF, VL, BF, GL e TA foi filtrado por um filtro digital (butterworth de 2ª ordem para passa alta e 4ª ordem para passa baixa) passa banda

de 20-500 Hz e em seguida foi retificado por onda inteira e suavizado por filtro digital (Butterworth de 4ª ordem) passa baixa com frequência de corte de 3 Hz para a criação do envoltório linear (WINTER, 1990). O EMG referente ao pico de torque foi obtido em um janelamento de 100 ms (50 ms antes e 50 ms depois do pico de torque). Os dados EMG foram normalizados pelo pico de ativação de cada músculo obtido durante uma contração isométrica voluntária máxima realizada anteriormente.

Análise estatística

As análises estatísticas foram realizadas com o “*Statistical Package for the Social Sciences (SPSS)*” *software*, versão 18,0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). Como as suposições da análise de variância multivariada (MANOVA) foram violadas e consequentemente o poder do teste foi seriamente prejudicado, após a verificação da normalidade (teste de Shapiro-Wilk) e homogeneidade da variância dos dados (teste de Levene), foram realizadas análises de variância (ANOVA) *one-way* com teste *post-hoc* de Bonferroni ou, quando apropriado, ANOVA de Kruskal-Wallis seguida de testes de Mann-Whitney com correção de Bonferroni para as comparações de cada variável dependente entre os grupos. Para todos os procedimentos, considerou-se a significância de $p < 0,05$. Os dados estão apresentados como média e desvio padrão ($\pm$).

RESULTADOS

Com relação aos testes funcionais, idosas não-caidoras atingiram maiores pontuações na escala de equilíbrio de Berg e utilizaram um menor número de apoios no teste de sentar e levantar do que idosas caidoras (Tabela 1).

De forma geral, as idosas (caidoras e não caidoras) demonstraram uma declínio de força, em relação as jovens, durante a extensão ($p < 0,0005$; $p < 0,0005$) e flexão ($p < 0,0005$; $p < 0,0005$) do joelho e flexão plantar ($p < 0,0005$; $p < 0,0005$) e dorsal do tornozelo ($p < 0,0005$; $p < 0,0005$) nas velocidades de 90 e 120°/s, respectivamente. No entanto, não houve diferenças de força nos movimentos extensão e flexão do joelho e flexão dorsal e plantar do tonozelo entre idosas caidoras e não caidoras (Figura 4).

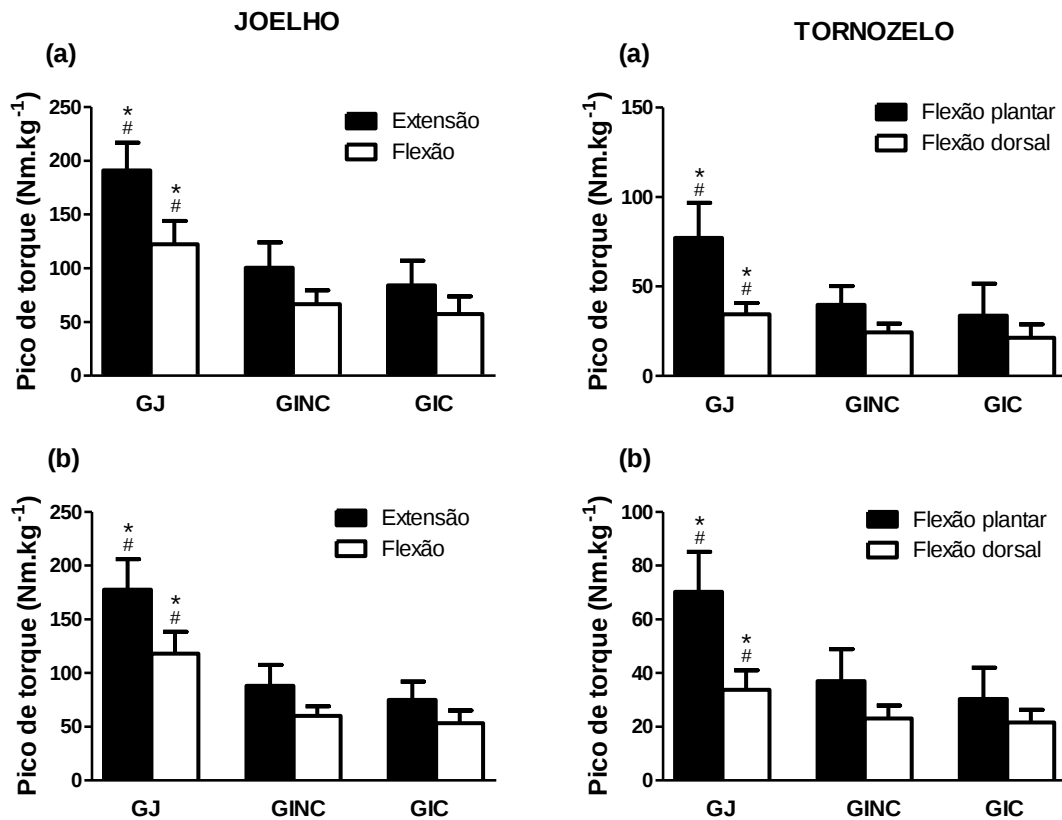


Figura 4. Pico de torque de extensão e flexão do joelho e flexão plantar e dorsal do tornozelo das participantes jovens (GJ), idosas caídas (GIC) e não caídas (GINC) durante as contrações isocinéticas a (a) 90 e (b) 120°/s. Os dados estão apresentados como média e desvio padrão ($\pm$).

Diferença significativa em relação ao grupo de idosas não caídas ($p < 0,05$)

* Diferença significativa em relação ao grupo de idosas caídas ($p < 0,05$)

Foram reveladas diferenças significativas na potência muscular de jovens em relação às idosas (caídas e não caídas) nos movimentos de extensão ($p < 0,0005$; $p < 0,0005$) e flexão ($p < 0,0005$; $p < 0,0005$) do joelho a 90°/s, extensão ($p < 0,0005$; $p < 0,0005$) e flexão ($p < 0,0005$; $p < 0,0005$) do joelho a 120°/s, flexão plantar ($p = 0,003$; $p = 0,006$) do tornozelo a 90°/s e flexão plantar ($p = 0,003$; $p = 0,021$) e dorsal do tornozelo ($p = 0,019$; $p = 0,024$) a 120°/s, respectivamente. Somente idosas caídas apresentaram uma menor capacidade de gerar potência de flexão dorsal do tornozelo a 90°/s do que jovens ($p < 0,0005$). Além disso, idosas caídas demonstraram uma menor habilidade para gerar potência do que as idosas não-caídas durante a extensão do joelho 90°/s ($p = 0,049$) e durante a flexão do joelho a 120°/s ($p = 0,027$). No entanto, as medidas de potência nos movimentos de

flexão de joelho a 90°/s e extensão de joelho a 120°/s foram similares entre idosas caídas e não caídas. O mesmo foi observado para a flexão plantar e dorsal do tornozelo a 90 e 120°/s (Figura 5).

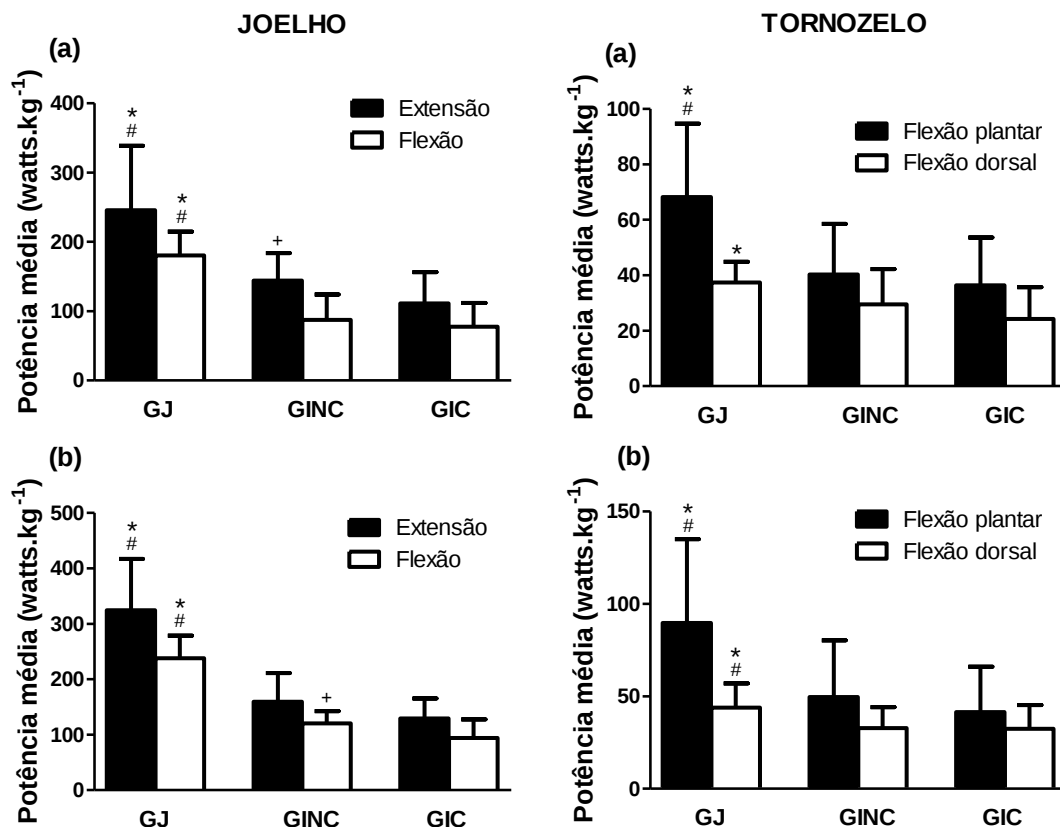


Figura 5. Potência média dos extensores e flexores do joelho e flexores plantares e dorsais do tornozelo das participantes jovens (GJ), idosas caídas (GIC) e não caídas (GINC) durante as contrações isocinéticas a (a) 90 e (b) 120°/s. Os dados estão apresentados como média e desvio padrão ($\pm$).

Diferença significativa em relação ao grupo de idosas caídas ($p < 0,05$)

* Diferença significativa em relação ao grupo de idosas não caídas ($p < 0,05$)

+ Diferença significativa em relação ao grupo de idosas caídas ($p < 0,05$)

Somente as idosas caídas apresentaram maior nível de ativação do músculo RF do que jovens durante o movimento de extensão do joelho a 90 ($p < 0,0005$) e 120°/s ($p < 0,0005$) e ambos os grupos de idosas (caídas e não caídas) apresentaram um nível de ativação do músculo BF superior aos de jovens durante o movimento de flexão do joelho a 90 ($p = 0,003$; $p = 0,003$) e 120°/s ($p =$

0,012; $p = 0,024$), respectivamente. No entanto não foram encontradas diferenças significativas entre idosas caídas e não caídas (Figura 6).

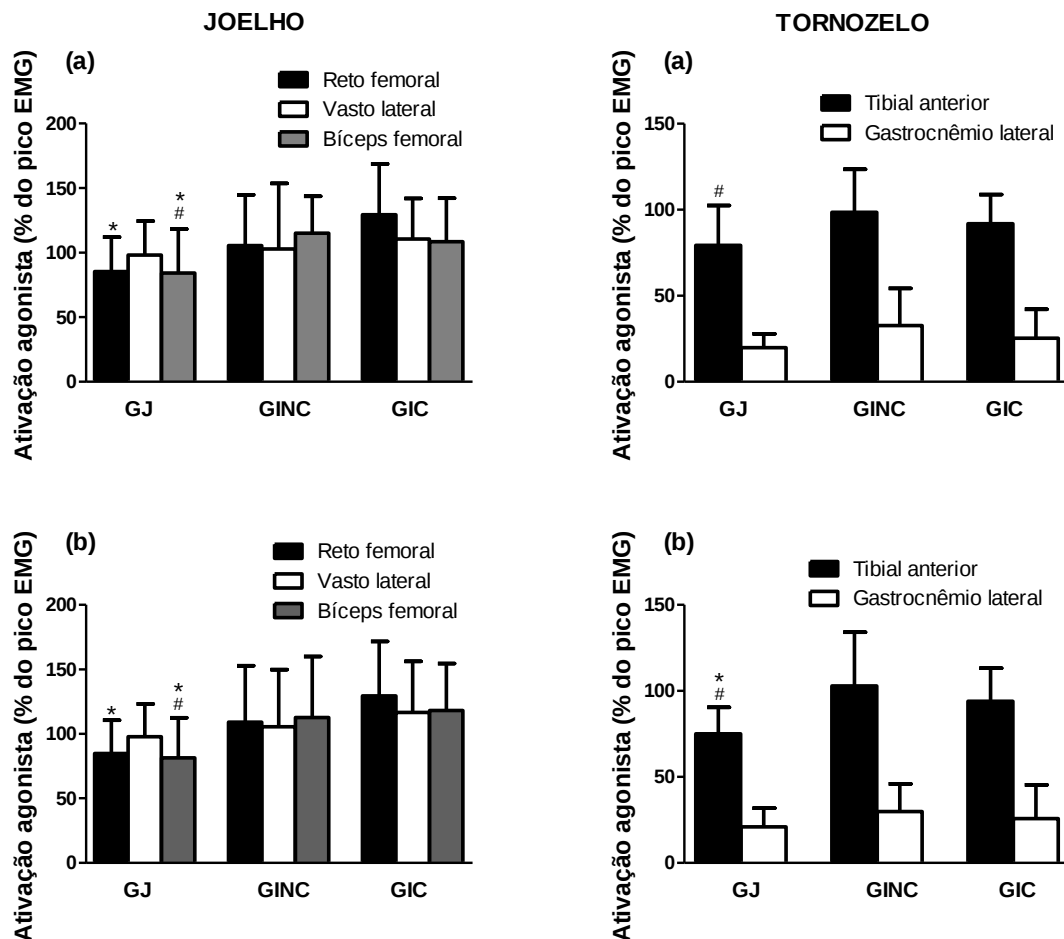


Figura 6. Ativação eletromiográfica de músculos envolvidos nas articulações do joelho e tornozelo das participantes jovens (GJ), idosas caídas (GIC) e não caídas (GINC) durante as contrações isocinéticas a (a) 90 e (b) 120°/s. Os dados estão apresentados como média e desvio padrão ($\pm$).

Diferença significativa em relação ao grupo de idosas não caídas ($p < 0,05$)

* Diferença significativa em relação ao grupo de idosas caídas ($p < 0,05$)

Foi observado também que durante a flexão dorsal do tornozelo a 90°/s apenas o nível de ativação do músculo TA de idosas não caídas foi superior ao de jovens ($p = 0,02$). Por outro lado, o nível de ativação do músculo TA durante a flexão dorsal do tornozelo a 120°/s foi maior em idosas caídas ($p = 0,003$) e não caídas ($p = 0,006$) quando comparadas às jovens. O nível de ativação do músculo GL

durante a flexão plantar do tornozelo não diferiu entre os grupos (GJ, GINC e GIC) em nenhuma das velocidades analisadas (Figura 6).

DISCUSSÃO

Os principais achados do estudo foram que idosas caídas têm menor capacidade de produzir potência muscular na articulação do joelho do que idosas não caídas, somente idosas caídas apresentaram potência de flexão dorsal do tornozelo inferior a de jovens e uma maior ativação agonista do músculo reto femoral.

De forma geral, as idosas demonstraram uma capacidade neuromuscular inferior às jovens no que diz respeito a força e potência muscular nas articulações do joelho e tornozelo. Quanto a capacidade de produzir torque entre idosas caídas e não caídas não foram encontradas diferenças. Estas diminuições na força e potência muscular relacionadas ao envelhecimento estão associadas com o declínio da massa muscular, ou seja, uma redução no número e tamanho das fibras musculares, especialmente fibras de contração rápida (AAGAARD et al., 2010). Este comprometimento parece se desenvolver mais rapidamente nos membros inferiores do que nos superiores (LYNCH et al., 1999; IKEZOE et al, 2011), justificando em parte a maior propensão a queda em indivíduos idosos, visto que o reposicionamento ou a manutenção do centro de massa sobre a base de suporte após um tropeço é dependente da capacidade de produção de torque de maneira rápida nas articulações do joelho, quadril e, principalmente, do tornozelo (THELEN et al., 1996). Uma das limitações deste estudo está em não ter sido avaliada a articulação do quadril cuja importância na recuperação de um desequilíbrio postural esteja documentada (THELEN et al., 2000).

Particularmente nos movimentos de extensão de joelho a 90°/s e flexão de joelho a 120°/s, a potência produzida pelas idosas caídas foi inferior a idosas não-caídas. A capacidade de produzir força rapidamente (potência) pode ser preditiva de quedas, uma vez que para retomar o equilíbrio postural após um desequilíbrio inesperado são necessários movimentos explosivos, principalmente de músculos dos membros inferiores (PERRY et al, 2007). Nesse sentido, estudos indicam que a potência muscular explosiva é mais preditiva do risco de quedas do que a força por si (BASSEY et al, 1992; SKELTON et al, 1994).

Por outro lado, para que os músculos realizem contração de forma rápida e eficiente é necessário uma ativação neural adequada, já que mediante uma perturbação inesperada do equilíbrio, o sistema nervoso requer uma integração sensório-motora suficientemente rápida, para isso os receptores musculares agem como sistema de primeiro alerta para o desencadeamento de ajustes posturais (90-110 ms) seguido pela visão e sistema vestibular, que desencadeiam compensações mais lentas (185-250 ms) (NASHNER, 1976, 1982; NASHNER, 1978). Como observado no presente estudo, idosas caídas demonstraram uma maior ativação agonista dos músculos reto femoral, vasto lateral e tibial anterior do que as jovens, entretanto não atingiram valores de torque e potência de extensão do joelho e flexão dorsal de tornozelo similares ou superiores aos de jovens. Este fato sugere que além das diferenças na taxa de disparo dos neurônios motores entre idosos e jovens, é visto também que as propriedades contráteis do músculo esquelético (componentes periféricos) se tornam mais lentas devido à perda predominante de fibras musculares de contração rápida (fibra tipo II) com o envelhecimento (AAGAARD et al., 2010; CONNELLY et al., 1999; KLASS; BAUDRY; DUCHATEAU, 2007).

Quando se trata das capacidades funcionais e do risco de quedas em idosos, é necessária uma abordagem específica para a função de músculos dos membros inferiores, principalmente, os envolvidos nas articulações de joelho e tornozelo, uma vez que a produção de força e potência nestas articulações tem papel fundamental no controle postural e é necessária, por exemplo, em atividades de vida diária como subir e descer escadas, sentar e levantar de uma cadeira e durante a marcha (CAVANAGH; MULFINGER; OWENS, 1997; LARSEN; SORENSEN et al, 2008; HOLSGAARD-LARSEN et al, 2011).

Diferentes estratégias podem ser utilizadas para manutenção do equilíbrio (HORAK, 1987; McLLROY; MAKI; 1996). Dentre elas, a estratégia do tornozelo é a mais usada e envolve alteração do centro de massa por meio da oscilação do corpo sobre a articulação tibiotársica, com o mínimo de movimento nas articulações do quadril e joelho (RUNGE et al, 1999). No entanto, perturbações maiores ou prejuízos no sistema proprioceptivo podem forçar estratégias adicionais como, por exemplo, movimentos do joelho e dos membros superiores (KARLSSON; LANSHAMMAR, 1997). Em contrapartida, os dados do presente estudo indicam que a capacidade de produzir potência muscular na articulação do joelho parece estar mais associada ao

risco de quedas aumentado em mulheres idosas em relação a articulação do tornozelo.

Estudos anteriores encontraram que idosos caidores têm uma menor na capacidade de produzir torque isocineticamente na articulação do tornozelo do que idosos não-caidores (THELEN et al., 1996; WHIPPLE et al., 1987; WOLFSON et al., 1995). As diferenças entre estes achados prévios e os do presente estudo podem ter ocorrido devido a idade mais avançada dos participantes utilizados nesses estudos.

CONCLUSÃO

Idosas caidoras apresentam uma menor capacidade de produzir potência nos movimentos de extensão e flexão do joelho e flexão dorsal do tornozelo em relação a idosas não caidoras. Além disso, o nível ativação muscular agonista de flexores e extensores do joelho de idosas caidoras é superior ao de mulheres jovens, mesmo sem necessariamente produzirem mais força.

REFERÊNCIAS

- AAGAARD, P; SUETTA, C; CASEROTTI, P; MAGNUSSON, S. P; KJAER, M; Role of the nervous system in sarcopenia and muscle atrophy with aging: strength training as a countermeasure. **Scand J MedSci Sports**, v. 20, n. 1, p. 49-64, 2010.
- ABREU, S.S.E.; CALDAS, C.P. Velocidade de marcha, equilíbrio e idade: um estudo correlacional entre idosos praticantes e idosos não praticantes de um programa de exercícios terapêuticos. **Rev. bras. fisioter.**, São Carlos, v. 12, n. 4, Aug. 2008 .
- ARAÚJO, C. G. S. Teste de sentar-levantar: apresentação de um procedimento
BASSEY, E. J. Physical capabilities, exercise and aging. **Reviews in Clinical Gerontology**, Cambridge, v. 7, n.4, p. 289-297, 1997.
- BASSEY, E. J., M. A. FIATARONE, E. F. O'NEILL, M. KELLY, W. J. EVANS AND L. A. LIPSITZ .Leg extensor power and functional performance in very old men and women. **Clinical Science**. v.82, p. 321-327, 1992.
- BENTO, P. C.; PEREIRA, G.; UGRINOWITSCH, C.; RODACKI, A. L. Peak torque and rate of torque development in elderly with and without fall history. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 25,n.5, p. 450–454, 2010.
- BERG, K. O.; WOOD-DAUPHINEE, S. L.; WILLIAMS, J. T.; MAKI, B. Measuring Balance in the elderly: validation of an instrument. **Can J Public Health**, v. 83, p. 7-11, 1992.
- 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 and Science in Sports**,Copenhagen v. 18, n.6, p. 773–782, dezembro.2008
- CAVANAGH, P. R; MULFINGER, L. M; OWENS, D. A. How do the elderly negotiate stairs? **Muscle& Nerve**, Virginia, v.20, n.5, p. 52–55, dezembro. 1997.
- CHODZKO-ZAJKO, W.J; PROCTOR, D.N; FIATARONE SINGH, M.A; MINSON, C.T; NIGG, C.R; SALEM, G.J; SKINNER, J.S. American College of Sports Medicine position stand. Exercise and physical activity for older adults. **Med Sci Sports Exerc.**;v.41, p.1510-30, Jul 2009.

CLARK ,D.J; PATTEN, C; REID, K.F; CARABELLO,R.J; PHILLIPS, E.M; FIELDING, R.A. Muscle performance and physical function are associated with voluntary rate of neuromuscular activation in older adults. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**. v.66, p.115-21.Jan, 2011

CONNELLY, D.M; RICE, C.L; ROOS, M.R; VANDERVOORT, A.A.Motor unit firing rate and contractile properties in tibialis anterior of young and old men. **J Appl Physiol** v.87, p.843–852, 1999.

COURT-BROWN, C.M.; CLEMENT, N. Four score years and ten. An analysis of the epidemiology of fractures in the very elderly.**International journal of the care of the injured**, Bristol, v. 40, n.10, p. 1111-1114, outubro.2009.

EDSTRÖM, E., ALTUN, M., BERGMAN, E., JOHNSON, H., KULLBERG, S., RAMÍREZ-LEÓN, V., ULFHAKE, B. Factors contributing to neuromuscular impairment and sarcopenia during aging.**PhysiolBehav**, v. 92, n. 1-2, p. 129-135, 2007.

FOLSTEIN, M. F.; FOLSTEIN, S. E.; MCHUGH, P. R. "Mini-Mental State": a practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. **J Psychiatr Res**, v. 12, p. 189-198, 1975.

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**, São Paulo, v. 11, n. 2, p. 102-114, março-abril.2005.

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. **Pflugers Archiv**, v. 432, p. 913–920, 1996.

HARTMANN, A.; KNOLS, R.; MURER, K.; DEBRUIN, E. D. Reproducibility of an isokinetic strength-testing protocol of the knee and ankle in older adults. **Gerontology**, Basel, v. 55, n.3, p. 259-268, novembro. 2009

HOLSGAARD-LARSEN, A.; CASEROTTI, P.; PUGGAARD, L.; AAGAARD, P. Stair-ascent performance in elderly women: effect of explosive strength training. **Journal of aging and physical activity**, Champaign, v.19, n.2, p.117-136.abril.2011.

HORAK, F.B. Clinical measurement of postural control In adults. **Physical Therapy**. v.67, n.12, p. 1881-1885, dezembro.1987.

IKEZOE, T; MORI; N, NAKAMURA; M, ICHIHASHI, N. Atrophy of the lower limbs in elderly women: is it related to walking ability? **Eur J Appl Physiol**, v. 111, n. 6, p. 989-995, 2011

KARLSSON, A; LANSHAMMAR, H. Analysis of postural sway strategies using an inverted pendulum model and force plate data. **Gait Posture**. Oxford,v. 5, p. 198-203,junho. 1997

KLASS, M; BAUDRY, S; DUCHATEAU, J. Voluntary activation during maximal contraction with advancing age: a brief review. **Eur J Appl Physiol**. v.100 n.5, p.543-51. Jul, 2007

KLITGAARD,H; MANTONI, M; SCHIAFFINO, S; AUSONI, S; GORZA, L; LAURENT-WINTER, C; SCHNOHR, P; SALTIN, B. Function, morphology and protein expression of ageing skeletal muscle: a cross-sectional study of elderly men with different training backgrounds. **Acta Physiol Scand**, v. 140, n. 1, p. 41-54, 1990.

KONRAD, P. **The ABC of EMG: A practical introduction to Kinesiological Eletromyography**, 2005. Disponível em : <http://www.noraxon.com/emg/emg.php3>

KORHONEN, M.T; CRISTEA, A; ALÉN, M; HÄKKINEN, K; SIPILÄ, S; MERO, A; VIITASALO, J.T; LARSSON, L; SUOMINEN, H. Aging, muscle fiber type, and contractile function in sprint-trained athletes. **J Appl Physiol**. v. 101, n.3, p.906-1, set. 2006.

LARSEN, A.H; SORENSEN, H; PUGGAARD, L; AAGAARD, P Biomechanical determinants of maximal stair climbing capacity in healthy elderly women. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**. Copenhagen ,v. 19, n.5, p. 678-686, outubro. 2008.

LYNCH, N.A; METTER, E.J; LINDLE, R.S; FOZARD,J.L; TOBIN, J.D; ROY, T.A; FLEG, J.L; HURLEY, B.F Muscle quality. I. Age-associated differences between arm and leg muscle groups. **J Appl Physiol** 86, 188-194, 1999

McLLROY, W.E; MAKI, B.E. Age-related changes in compensatory stepping in response to unpredictable perturbations. **Journal of Gerontology**.Washington, v. 51, n.6, p.289-296, novembro.1996

NASHNER, L.M. Adapting reflexes controlling the human posture. **Experimental Brain research**.Amsterdam, v. 26, p. 59-72, 1976.

NASHNER, L.M; BERTHOZ, A. Visual contribution to rapid motor responses during postural control.**Brain Research**.Amsterdam, v.150, n.2, p. 403-407, julho. 1978
para avaliação em Medicina do Exercício e do Esporte. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 5, n. 5, p. 179-182, 1999

PERRY, M. C.; CARVILLE, S. F.; SMITH, I.C.H.; RUTHERFORD, O.M.; NEWHAM, D.J. Strength, power output and symmetry of leg muscles: effect of age and history of falling. **European Journal of Applied Physiology**, v.100, n. 5, p. 553–561, 2007.

POUSSON, M.; LEPERS, R; VAN HOECKE, J. Changes in Isokinetic torque and muscular activity of elbow flexors muscles with age. **Experimental gerontology**,Tarrytown v.36, n.10, p.1687-1698, novembro. 2001.

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 and Posture**.Oxford, v.10, n.2, p.161–170, outubro.1999.

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

SKELTON, D. A; GREIG, C. A; DAVIES, J. M; YOUNG, A. Strength, power and related functional ability of healthy people aged 65-89 years. **Age Ageing**, v.23, p. 371-7, 1994.

THELEN, D.G; SCHULTZ, A.B; ALEXANDER, N.B; ASHTON-MILLER, J.A; Effects of age on rapid ankle torque development. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v. 51, n 5, p. 226-232, 1996.

THELEN, D.G; SCHULTZ, A.B; ALEXANDER, N.B; ASHTON-MILLER, J.A; Effects of age on rapid ankle torque development. **J Gerontol Biol Sci Med Sci**, v. 51 p. 226–232, 1996.

VANDERVOORT, A. A., Aging of the human neuromuscular system. **Muscle Nerve**, New York, v. 25, n.1,p. 17–25,janeiro. 2002.

VANDERVOORT, A. A., Aging of the human neuromuscular system. **Muscle Nerve**, New York, v. 25, n.1,p. 17–25,janeiro. 2002.

WHIPPLE, R. H.; WOLFSON, L. I.; AMERMAN, P. M. The relationship of knee and ankle weakness to falls in nursing home residents: an isokinetic study. **Journal of the American Geriatrics Society - Journal Information**, v. 35, n. 1, p. 13–20, 1987

WINTER, A. D. **Biomechanics and motor control of human movement**. Second Edition. Waterloo: A Wiley-Interscience Publication, 1990.

WOLFSON, L; JUDGE, J; WHIPPLE, R; KING, M. Strength is a major factor in balance, gait, and the occurrence of falls. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, v.50, p. 64-67, 1995.

3.2 TEMPO DE RESPOSTA MOTORA, TAXA DE AUMENTO EMG E TAXA DE DESENVOLVIMENTO DE FORÇA EM MULHERES IDOSAS CAIDORAS E NÃO CAIDORAS

RESUMO

Introdução: As quedas são uma das maiores preocupações entre os idosos. Uma resposta neuromuscular adequada frente a uma perturbação do equilíbrio postural é importante para evitar a queda. No entanto, com o envelhecimento ocorrem algumas alterações neuromusculares que, por sua vez estão relacionadas com a lentificação do sistema neuromuscular em responder a um estímulo e ao aumento do risco de quedas na população idosa. Nesse sentido, a análise do comportamento de variáveis biomecânicas relacionadas com a resposta motora rápida e a força muscular explosiva se tornam importantes para o entendimento dos mecanismos de queda em indivíduos idosos. **Objetivo:** Comparar a taxa de desenvolvimento de torque (TDF), a taxa de aumento eletromiográfico (TAEMG), o tempo para atingir o pico de torque (PT) e o tempo de reação total e fracionado (tempo pré motor e tempo motor) de flexores e extensores do joelho e de flexores dorsais e plantares do tornozelo entre mulheres jovens, idosas caidoras e não-caidoras. **Método:** Foram avaliados 61 indivíduos, sendo 18 mulheres jovens, 21 idosas classificadas como caidoras e 21 como não caidoras. As medidas de PT, TDF, TAEMG e os tempos de reação (total, pré motor e motor) foram determinadas em contração isométrica voluntária máxima (articulações do joelho e tornozelo) em resposta a um estímulo visual. Durante as avaliações dinamométricas também foi registrado o eletromiograma de superfície (EMG) dos músculos reto femoral (RF), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), gastrocnêmio lateral (GL) e tibial anterior (TA). A escala de equilíbrio de Berg (EEB) e o teste de sentar e levantar (TSL) foram utilizados para caracterizar o desempenho funcional das participantes idosas. **Resultados:** Idosas, independentemente do histórico de quedas, apresentaram maior tempo motor (tempo do *onset* EMG até o *onset* de torque) para os músculos RF, VL, BF, GL e TA, maior tempo para atingir o PT (flexão dorsal do tornozelo), declínio do PT isométrico e reduzida TDF nas articulações do joelho e tornozelo em relação as jovens ($p < 0,05$). Além disso, idosas caidoras apresentaram menores valores de PT na articulação do joelho e reduzida TAEMG apenas no músculo GL em relação as idosas não caidoras ($p < 0,05$). **Conclusão:** Idosas caidoras apresentam um declínio de força nos extensores e flexores do joelho em relação as idosas não caidoras. Além disso, foi evidenciado que o envelhecimento leva ao aumento do tempo gasto para atingir o PT na flexão dorsal do tornozelo, a diminuição da capacidade para produzir torque máximo e para desenvolver torque rapidamente na articulação do joelho, e a uma resposta motora (tempo motor) lentificada durante a flexão e extensão do joelho e tornozelo.

Palavras-chave: Tempo de reação. Ativação muscular. Taxa de desenvolvimento de força. Idosos.

INTRODUÇÃO

O envelhecimento humano está associado a uma série de alterações fisiológicas e biomecânicas, tais como: comprometimento da visão, da audição, da atenção, da velocidade dos impulsos nervosos, do tempo de reação, dos mecanismos proprioceptivos, do sistema neuromuscular e, conseqüentemente, do equilíbrio postural (STELMACH; ZALAZNIK; LOWE, 1990; DOHERTY et al., 1993; METTER et al., 1998; SCAGLIONI et al., 2002; TANG; WOOLLACOTT, 1998; KERRIGAN et al., 1998). Particularmente, dentre essas alterações, a perda progressiva em tamanho e número de fibras musculares é apontado como um dos principais fatores que comprometem o desempenho mecânico muscular e contribui com a perda das capacidades funcionais dos idosos, aumentando a predisposição destes indivíduos às quedas (VANDERVOORT, 2002; EDSTROM et al., 2007; AAGAARD 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 conseqüência da queda (ABREU, CALDAS, 2008). Court-Brown e Clement (2009) sugerem uma relação direta entre o envelhecimento e o aumento de fraturas causadas por quedas, cerca de 86,4% dos casos.

Está bem documentado na literatura que o envelhecimento promove a perda progressiva da capacidade de produzir força muscular, com uma perda substancial iniciando aproximadamente nos 50 anos de idade, e a taxa deste declínio é cerca de 15% por década (HUGHES et al., 2001; GROUNDS, 2002; LANZA et al., 2003; SAMUEL, ROWE, 2009; AAGAARD et al., 2010). Porém, os episódios de queda parecem estar mais relacionados com a habilidade de responder a um desequilíbrio postural e desenvolver força rapidamente do que a força máxima por si (SKELTON et al, 1994), uma vez que um atraso na resposta motora pode aumentar a demanda neuromuscular necessária para a retomada do equilíbrio (i.e. reposicionamento do centro de massa sobre a base de suporte) (THELEN et al, 1996; ROBINOVITCH et al. 2002). Nesse sentido, a taxa de desenvolvimento de força (TDF) é frequentemente investigada por seu alto impacto em vários movimentos humanos (i.e. equilíbrio postural) (PIJNAPPELS et al. 2005; THELEN et al. 1996).

A capacidade de desenvolver força rapidamente (i.e. TDF) sofre a influência de diversos fatores, entre eles as propriedades musculares que abrangem o tamanho muscular, área relativa das fibras de contração rápida (fibras do tipo II), a

distribuição das fibras musculares, a expressão de isoforma de cadeia pesada de miosina, a força muscular máxima e o nível de complacência das estruturas relacionadas com a transmissão da força (HAKKINEN; ALEN; KOMI, 1985; HARRIDGE et al., 1996; AAGAARD; ANDERSEN, 1998; JENSEN; EBBEN, 2007; AAGAARD, THORSTENSSON, 2003; BOJSEN-MOLLER et al., 2005; MIRKOV et al., 2004; AAGAARD et al., 2002), fatores estes que podem ser acometidos pelo envelhecimento. Além disso, a TDF também pode ser influenciada por componentes neurais como o drive neural, a dupla descarga e a taxa de disparo das unidades motoras (VAN CUTSEM et al., 1998; PATTEN et al., 2001; AAGAARD et al., 2002).

Estudos anteriores demonstraram que a reduzida TDF em indivíduos idosos tem correlação positiva com o declínio do controle postural (IZQUIERDO et al., 1999), assim como a reduzida taxa de aumento do sinal eletromiográfico (TAEMG), equivalente neural da TDF, tem sido associada com baixa capacidade de retomada do equilíbrio após tropeço (PIJNAPPELS, BOBBERT, VAN DIEEN, 2005). Além disso, alguns fatores temporais da ativação muscular (i.e. tempo de resposta motora a um estímulo visual) também têm sido associados com o risco de queda em idosos (LaROCHE et al., 2007; LaROCHE et al., 2010). Nesse sentido, investigação do comportamento de variáveis biomecânicas entre idosas com e sem histórico de quedas se torna importante para o um melhor entendimento dos mecanismos da queda em indivíduos idosos. Portanto, o objetivo do presente estudo foi comparar a TDF, a TAEMG, o tempo para atingir o pico de torque e o tempo de reação total e fracionado (tempo pré motor e tempo motor) de flexores e extensores do joelho e de flexores dorsais e plantares do tornozelo entre mulheres jovens, idosas caídas e não caídas. As hipóteses deste estudo são que mulheres idosas classificadas como caídas apresentarão uma menor capacidade de produzir força máxima e força rapidamente, lentificação do recrutamento muscular e atraso no tempo para atingir a força máxima e no tempo de reação frente a um estímulo visual nos músculos envolvidos nas articulações do joelho e tornozelo em relação a idosas não caídas.

MATERIAIS E MÉTODOS

Amostra

Participaram deste estudo 43 mulheres idosas não institucionalizadas e 18 mulheres jovens, todas fisicamente ativas. As características físicas das participantes estão apresentadas na Tabela 1. As mulheres jovens compuseram o grupo de jovens (GJ; $n = 18$), enquanto que as mulheres idosas foram divididas em dois grupos, grupo de idosas não-caidoras (GINC; $n = 22$) e grupo de idosas caidoras (GIC; $n = 21$), baseado no protocolo utilizado por Callisaya et al. (2011), no qual era relatado pelas participantes idosas o número de queda nos últimos 12 meses pregressos ao estudo, incluindo as causas da queda, caso tenha ocorrido. As participantes idosas realizaram os testes funcionais Escala de Equilíbrio de Berg (BERG et al., 1992) e teste de Sentar e Levantar (ARAÚJO, 1999), respectivamente, para avaliação do risco de queda e da capacidade de sentar e levantar do chão utilizando o mínimo de apoio possível. Para a classificação do nível de atividade física foi utilizado o Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ, Organização Mundial de Saúde, 1998). Foram incluídas no estudo as voluntárias que não apresentaram dor, fratura, ou lesão grave em tecidos moles nos seis meses antecedentes ao estudo, e sem comprometimentos cognitivos (Mini-Exame do Estado Mental – FOLSTEIN; FOLSTEIN; MCHUGH, 1975), cardiovasculares ou respiratórios. Todas as participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa local (CEP 69/2009).

Tabela 1. Média e desvio padrão ($\pm$) das características físicas das participantes jovens (GJ), idosas não caidoras (GINC) e idosas caidoras (GIC) e das pontuações nos testes funcionais (somente para os grupos de idosas).

	GJ ($n = 18$)	GINC ($n = 22$)	GIC ($n = 21$)	p
Idade (anos)	21,79 $\pm$ 2,12	66,14 $\pm$ 6,1	69,62 $\pm$ 7,16	0,06
Massa Corporal (kg)	60,72 $\pm$ 7,92	65,04 $\pm$ 12,89	65,91 $\pm$ 10,03	0,512
Estatura (m)	1,62 $\pm$ 0,06	1,55 $\pm$ 0,06	1,52 $\pm$ 0,05	0,119
IMC (kg.m ⁻²)	23,29 $\pm$ 3,23	27,13 $\pm$ 4,78	28,53 $\pm$ 3,95	0,301
EEB	-	54,91 $\pm$ 1,51	53,50 $\pm$ 2,31	0,014*
TSL	-	3,63 $\pm$ 1,68	5,34 $\pm$ 2,65	0,006*

IMC: Índice de massa corporal; EEB: Escala de equilíbrio de Berg; TSL: Teste de sentar e levantar.

* Diferença significativa entre os grupos de idosas caidoras e não caidoras ($p < 0,05$)

Avaliação dinamométrica

As avaliações de torque das articulações do joelho e tornozelo foram realizadas em um dinamômetro isocinético System 4 PRO (Biodex[®]), o qual foi sincronizado com o módulo de aquisição de sinais biológicos por meio de uma placa de sincronização NorBNC versão USB (Noraxon[®]). Os dados dinamométricos e eletromiográficos foram registrados pelo software myoresearch com frequência de amostragem de 2000 Hz (versão 1,07, Noraxon[®]).



Figura 1: Posicionamento do voluntário no dinamômetro para a avaliação isométrica de músculos envolvidos na articulação do joelho.

O protocolo de avaliação foi composto de uma série de três contrações voluntárias isométricas máximas de flexão e extensão do joelho posicionado a 60° de flexão (0° extensão completa do joelho) com duração de 5 segundos cada contração e intervalo de 30 s entre elas. O epicôndilo lateral do fêmur foi alinhado ao eixo de rotação do dinamômetro e o quadril foi posicionado a 90° de flexão (HARTMANN et al, 2009) (Figura 1). Foram realizados os mesmos procedimentos

para a flexão plantar e flexão dorsal do tornozelo, posicionado na posição neutra. Nas avaliações do tornozelo a borda inferior do maléolo lateral foi alinhada ao eixo de rotação do dinamômetro e o quadril e o joelho foram posicionados a 70 e 45° de flexão, respectivamente (HARTMANN et al, 2009) (Figura 2). Foi realizada a correção gravítica em todas as avaliações dinamométricas.

A sequência das avaliações no equipamento foi aleatória e o posicionamento dos indivíduos no dinamômetro foi de acordo com as recomendações do fabricante. Durante as avaliações, o tronco, a pelve e o membro inferior foram estabilizados por meio de cintas ajustáveis. A avaliação foi realizada no membro inferior dominante (SADEGHI et al, 2000), e cada série foi realizada após familiarização de três repetições submáximas e 1 máxima da contração a ser realizada (HARTMANN et al, 2009). Todas voluntárias foram fortemente encorajadas durante as avaliações e instruídas a realizar a contração muscular o mais rápido e forte possível imediatamente após identificar o *feedback* visual (luz).



Figura 2: Posicionamento do voluntário no dinamômetro para a avaliação isométrica de músculos envolvidos na articulação do tornozelo.

Eletromiografia

O eletromiograma de superfície (EMG) foi registrado durante a avaliação dinamométrica utilizando um módulo de aquisição de sinais biológicos por telemetria (Telemyo 900, Noraxon®), com ganho total de 2000 vezes (20 vezes no sensor e 100 vezes no equipamento), razão de modo de rejeição comum > 100 dB (60 Hz), ruído

de base $< 1 \mu\text{V}$ *root mean square* (RMS), impedância diferencial de entrada $> 10 \text{ MOhm}$, utilizando um conversor analógico-digital de 16 bit. O EMG foi registrado com frequência de amostragem de 2000 Hz. Foram utilizados eletrodos de superfície bipolares Ag/AgCl (Miotec[®]), com área de captação de 10 mm de diâmetro e distância intereletrodos (centro a centro) fixa de 20 mm. Previamente a colocação dos eletrodos, foi realizada a tricotomia e limpeza da pele com álcool, como forma de evitar possíveis interferências no sinal eletromiográfico (GONÇALVES; BARBOSA, 2005).

Os eletrodos foram posicionados unilateralmente no membro inferior dominante, sobre o ventre dos músculos reto femoral (RF), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio porção lateral (GL), longitudinalmente e paralelamente ao sentido das fibras musculares de acordo com as recomendações do SENIAM (*Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles*, HERMENS et al., 2002) (Figura 3). O eletrodo de referência foi posicionado no maléolo medial do membro avaliado.

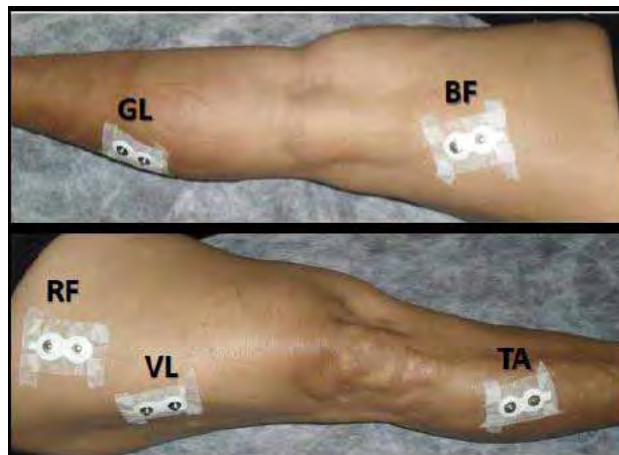


Figura 3: Posicionamento dos eletrodos nos músculos RF, VL, BF, TA e GL.

Análise dos dados

Os dados dinamométricos e eletromiográficos foram processados e analisados por meio de rotinas específicas desenvolvidas em ambiente Matlab, versão 7,4 (Mathworks[®], Inc.).

O EMG dos músculos RF, VL, BF, GL e TA foi filtrado por um filtro digital (butterworth de 2ª ordem para passa alta e 4ª ordem para passa baixa) passa banda de 20-500 Hz e em seguida foi retificado por onda inteira e suavizado por filtro digital (Butterworth de 4ª ordem) passa baixa com frequência de corte de 3 Hz para a criação do envoltório linear (WINTER, 1990).

O sinal de torque foi suavizado utilizando um filtro digital (Butterworth de 4ª ordem) passa baixa com frequência de corte de 3 Hz (WINTER, 1990). Desta forma foi obtido o valor do pico de torque (N.m) dentre um total de três picos obtidos de contrações isométricas voluntárias máximas. Em seguida foi realizado o cálculo da TDF (N.m.s⁻¹) nos intervalos de 50, 100, 150 e 200 ms do *onset* do torque (primeiro valor igual ou maior que 5% do pico de torque atual) (KONRAD, 2005) de acordo com a seguinte equação:

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

Neste equação a 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, portanto, a inclinação da curva torque-tempo foi calculada da amostra 1 até a amostra 100, seguida pelas amostras 2-101, 3-102, etc. (LaROCHE et al, 2010). Todas as medidas de torque foram normalizadas pela massa corporal para explicar as diferenças entre os voluntários e refletir mais precisamente o desempenho funcional muscular de cada indivíduo.

Além disso, foi calculada a TAEMG (μ.s⁻¹) dos músculos RF, VL, BF, TA e GL enquanto atuavam como agonistas, nos intervalos de 50, 100 e 150 ms do *onset* EMG (primeiro valor igual ou maior que 5% do pico EMG atual) (KONRAD, 2005) de acordo com a seguinte equação:

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

Nesta equação a TAEMG representa a taxa de aumento do sinal EMG, EMG_{n=100} representa o valor de torque da 100ª amostra e EMG_{n=1} representa o valor de torque

da 1ª amostra, portanto, a inclinação da curva EMG-tempo foi calculada da amostra 1 até a amostra 100, seguida pelas amostras 2-101, 3-102, etc. Os dados EMG foram normalizados pelo pico de ativação EMG de cada músculo registrado durante a contração isométrica voluntária máxima.

Foram medidos também alguns componentes temporais da ativação muscular por meio do cálculo do tempo para atingir o pico de torque (ms) (definido como o tempo entre o estímulo visual e o pico de torque), do tempo de reação total (ms) (definido como o tempo entre o estímulo visual e o *onset* do torque), do tempo pré motor (ms) (definido como o tempo entre o estímulo visual e o *onset* EMG) e do tempo motor (ms) (definido como o tempo entre o *onset* EMG e o *onset* do torque) (LaROCHE et al, 2010).

Análise estatística

As análises estatísticas foram realizadas com o “*Statistical Package for the Social Sciences (SPSS)*” *software*, versão 18,0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). Como as suposições da análise de variância multivariada (MANOVA) foram violadas e consequentemente o poder do teste foi seriamente prejudicado, após a verificação da normalidade (teste de Shapiro-Wilk) e homogeneidade da variância dos dados (teste de Levene), foram realizadas análises de variância (ANOVA) *one-way* com teste *post-hoc* de Bonferroni ou, quando apropriado, ANOVA de Kruskal-Wallis seguida de testes de Mann-Whitney com correção de Bonferroni para as comparações de cada variável dependente entre os grupos. Para todos os procedimentos, considerou-se a significância de $p < 0,05$. Os dados estão apresentados como média e desvio padrão ($\pm$).

RESULTADOS

Na Tabela 1 é possível observar que as pontuações dos testes funcionais (Escala de equilíbrio de Berg e Teste de sentar e levantar) diferiram significativamente entre os GINC e GIC ($p < 0,05$).

Os dados de pico de torque e taxa de desenvolvimento de força de extensão/flexão de joelho e flexão plantar/dorsal do tornozelo estão apresentados na Figura 4 e 5, respectivamente.

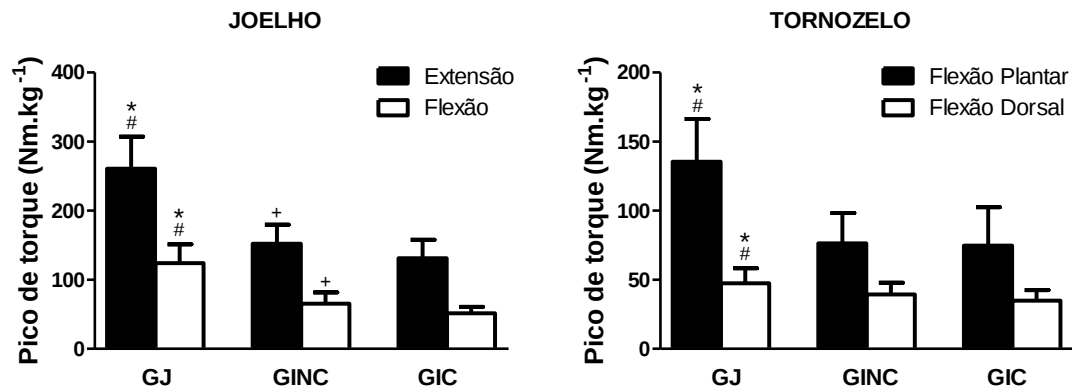


Figura 4: Pico de torque de extensão e flexão do joelho e flexão plantar e dorsal do tornozelo das participantes jovens (GJ), idosas caidoras (GIC) e não caidoras (GINC). Os dados estão apresentados como média e desvio padrão ($\pm$).

[#] Diferença significativa em relação ao grupo de idosas não caidoras ($p < 0,05$)

^{*} Diferença significativa em relação ao grupo de idosas caidoras ($p < 0,05$)

⁺ Diferença significativa em relação ao grupo de idosas caidoras ($p < 0,05$)

Foram encontradas diferenças significativas entre os grupos (GJ, GINC e GIC) para os dados de pico de torque de extensão ($p < 0,0005$) e flexão ($p < 0,0005$) de joelho. Análises *post-hoc* identificaram que estas diferenças ocorreram entre os GINC e GIC ($p = 0,049$; $p = 0,012$), GJ e GINC ($p < 0,001$; $p = 0,001$) e GJ e GIC ($p = 0,001$; $p = 0,001$), respectivamente. Além disso, foram encontradas diferenças significativas entre os grupos para os dados de pico de torque de flexão plantar e flexão dorsal do tornozelo, somente para o GJ quando comparado aos GINC ($p < 0,0005$; $p = 0,027$) e GIC ($p < 0,0005$; $p < 0,0005$), respectivamente. Para os dados de TDF foram encontradas diferenças entre os grupos nos intervalos de 50, 100, 150 e 200 ms do *onset* de torque ($p < 0,05$). O teste *post-hoc* indicou que estas diferenças ocorreram somente entre os GJ e GINC e entre os GJ e GIC, nos intervalos de 50 ($p < 0,005$, $p < 0,005$, $p < 0,005$ e $p < 0,005$), 100 ($p < 0,005$, $p < 0,005$, $p < 0,005$ e $p < 0,005$), 150 ($p < 0,005$, $p < 0,005$, $p < 0,005$ e $p < 0,005$) e 200 ms ($p < 0,005$, $p < 0,005$, $p < 0,005$ e $p < 0,005$) do *onset* de torque de extensão e flexão de joelho e flexão dorsal e plantar do tornozelo, respectivamente.

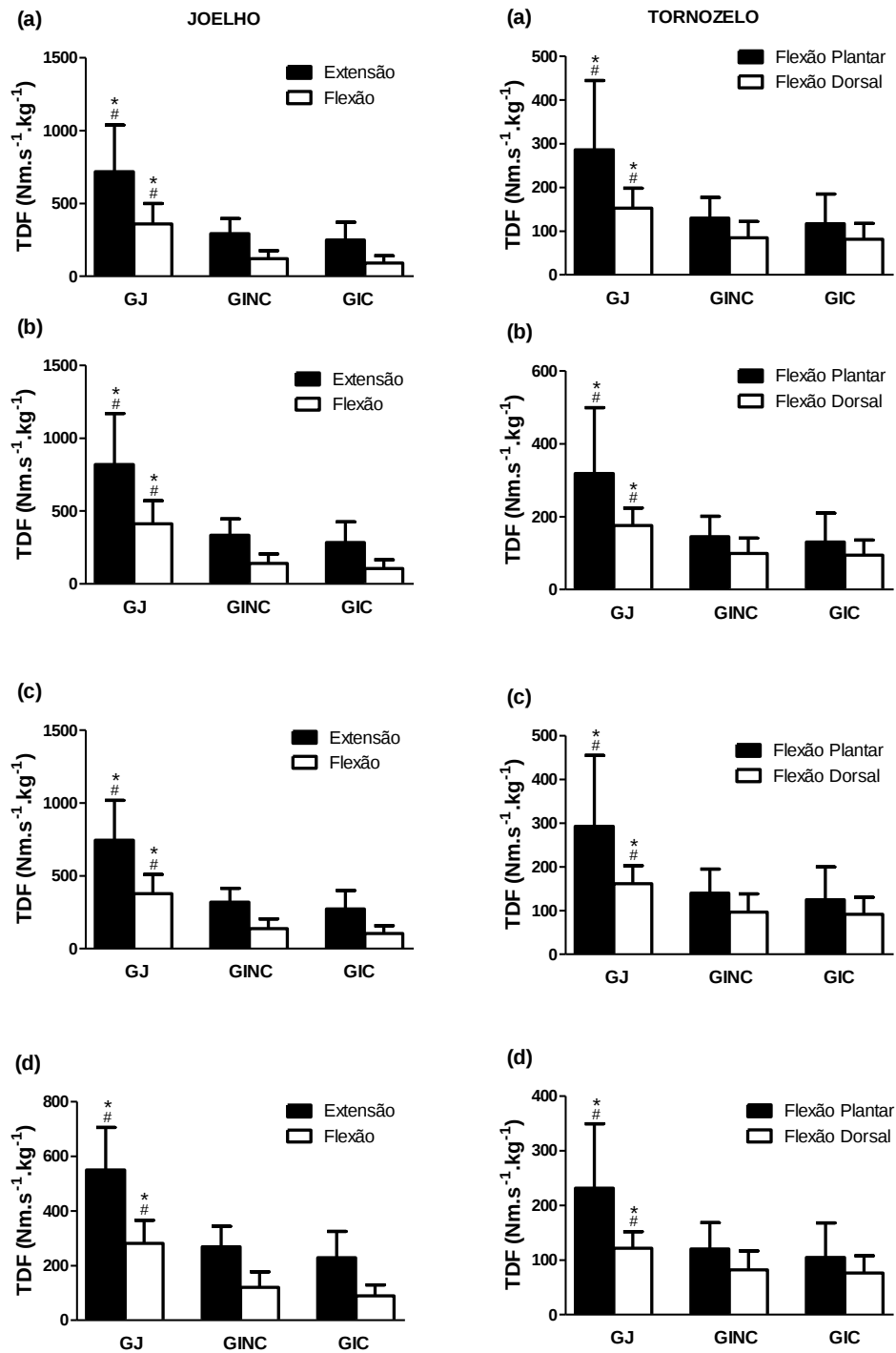


Figura 5: Taxa de desenvolvimento de força (TDF) nos intervalos de 50 (a), 100 (b), 150 (c) e 200 ms (d) do *onset* de torque de extensão e flexão do joelho e flexão plantar e dorsal do tornozelo das jovens (GJ), idosas caídas (GIC) e não caídas (GINC). Os dados estão apresentados como média e desvio padrão ($\pm$).

Diferença significativa em relação ao grupo de idosas não caídas ($p < 0,05$)

* Diferença significativa em relação ao grupo de idosas caídas ($p < 0,05$)

Os dados de TAEMG de músculos envolvidos na articulação do joelho (RF, VL e BF) e tornozelo (TA e GL) estão apresentados na Figura 6. Não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos ($p > 0,05$) na TAEMG dos músculos RF, VL, BF, TA e GL nos intervalos de 50, 100 e 150 ms do *onset* eletromiográfico, exceto entre os GJ e GIC ($p = 0,037$) para o músculo GL no intervalo de 50 ms do *onset* eletromiográfico.

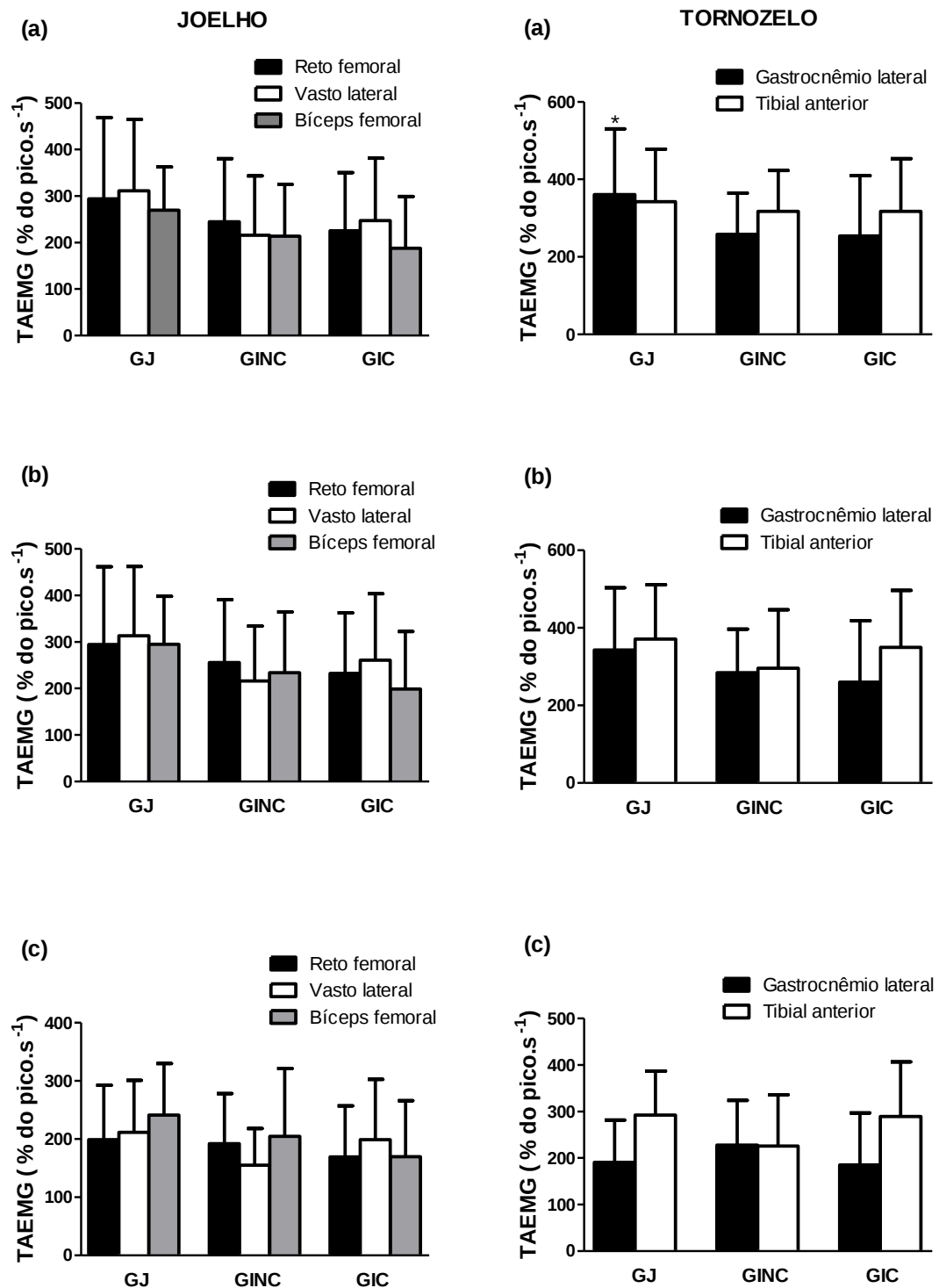


Figura 6: Taxa de aumento eletromiográfica (TAEMG) nos intervalos de 50 (a), 100 (b) e 150 (c) do *onset* eletromiográfico de músculos utilizados durante extensão e flexão do joelho e flexão plantar e dorsal do tornozelo das participantes jovens (GJ), idosas caídas (GIC) e não caídas (GINC). Os dados estão apresentados como média e desvio padrão ($\pm$).

* Diferença significativa em relação ao grupo de idosas caídas ($p < 0,05$)

Os dados de tempo para atingir o pico de torque, tempo de reação total, tempo pré motor e tempo motor estão apresentados na Figura 7. Não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos (GJ, GINC e GIC) para as variáveis tempo para atingir o pico de torque, tempo de reação total, tempo pré motor e tempo motor em nenhuma das condições ($p > 0,05$), exceto para o tempo para atingir o pico de torque de flexão do joelho e flexão dorsal do tornozelo dos GINC ($p = 0,033$; $p < 0,001$) e GIC ($p = 0,045$; $p = 0,003$) em relação ao GJ, respectivamente, e o tempo motor do RF dos GINC ($p = 0,001$) e GIC ($p = 0,003$) em relação ao GJ, do VL dos GINC ($p < 0,0005$) e GIC ($p < 0,0005$) em relação ao GJ, do BF dos GINC ($p < 0,0005$) e GIC ($p < 0,0005$) em relação ao GJ, do TA dos GINC e GIC ($p = 0,003$) em relação ao GJ e do GL dos GINC ($p = 0,021$) e GIC ($p = 0,033$) em relação ao GJ.

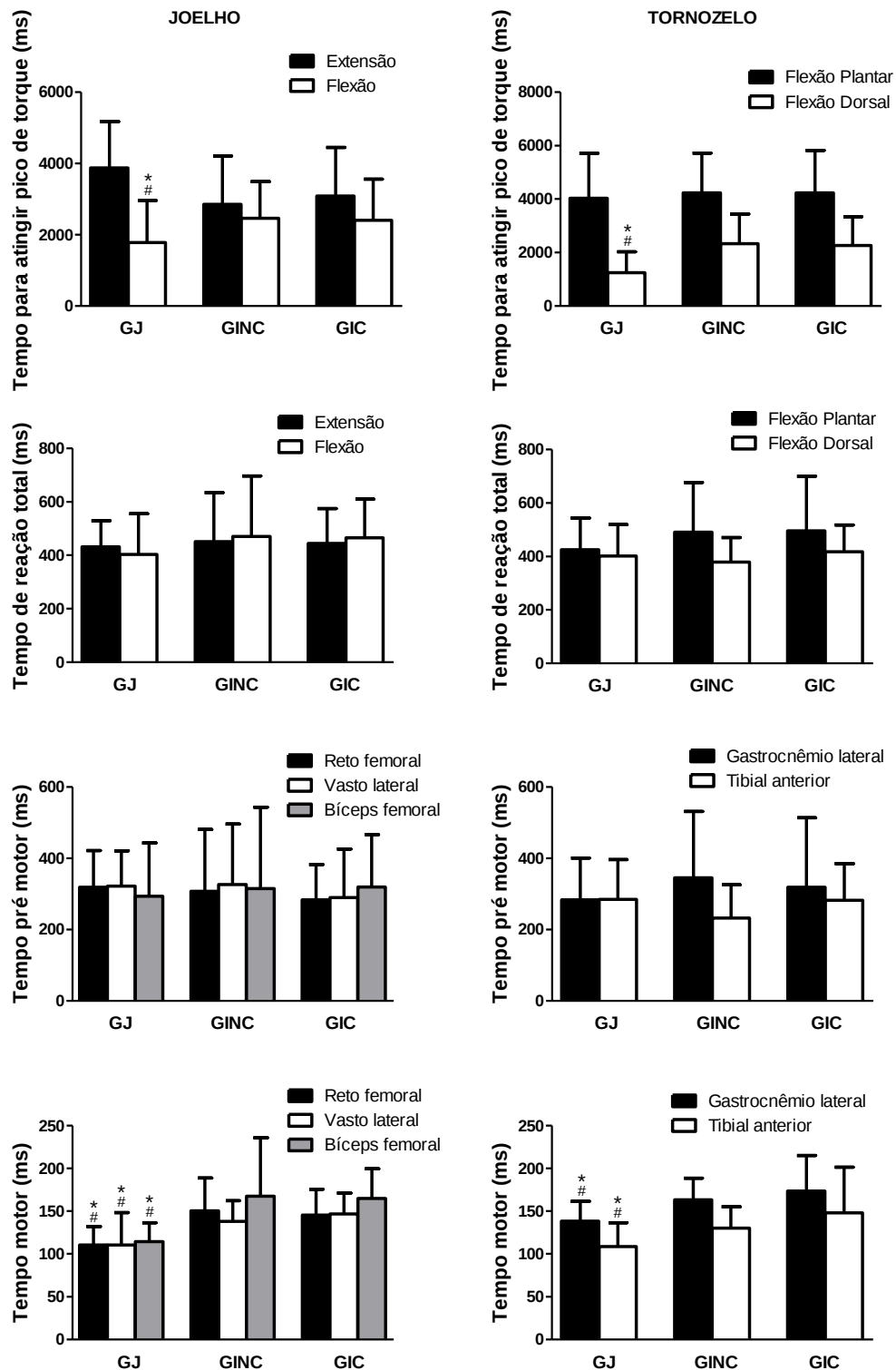


Figura 7: Componentes temporais da ativação muscular de músculos utilizados durante a extensão e flexão do joelho e flexão plantar e dorsal do tornozelo das participantes jovens (GJ), idosas caídas (GIC) e não caídas (GINC). Os dados estão apresentados como média e desvio padrão ($\pm$).

Diferença significativa em relação ao grupo de idosas não caídas ($P < 0,05$)

* Diferença significativa em relação ao grupo de idosas caídas ($P < 0,05$)

DISCUSSÃO

A proposta do presente estudo foi analisar o efeito do envelhecimento na resposta motora e na capacidade do sistema neuromuscular em gerar força rapidamente, assim como verificar se estas capacidades se diferenciam entre idosas caídas e não caídas e, conseqüentemente, se estão relacionadas com um risco aumentado de quedas.

De forma geral, mulheres idosas apresentaram uma menor capacidade de desenvolver torque máximo para a flexão e extensão do joelho e flexão plantar e dorsal do tornozelo do que mulheres jovens e que idosas classificadas como caídas, ao contrário de estudos anteriores (BENTO et al., 2010), demonstraram uma menor capacidade de desenvolver torque máximo para a flexão e extensão do joelho do que idosas não caídas. De fato, estes resultados confirmam a hipótese de que a manutenção da capacidade de produção de força muscular máxima é fundamental para prevenir o declínio físico-funcional e reduzir o risco de queda em indivíduos idosos (PERSCH et al., 2009; PERRY et al., 2007; THELEN et al., 1996; LaROCHE et al., 2010). Além disso, ambos os grupos de idosas (GINC e GIC) demonstraram uma menor capacidade de desenvolver força rapidamente (força "explosiva") para a extensão e flexão de joelho e flexão dorsal e plantar do tornozelo do que o grupo de jovens, tanto nos períodos mais iniciais (50 ms) quanto nos mais tardios (100, 150 e 200 ms) do início da contração muscular.

Têm sido sugerido na literatura que a taxa de desenvolvimento de força sofre influência de diferentes fatores fisiológicos de acordo com as fases da contração muscular, por exemplo, em intervalos menores que 50 ms (fase inicial da contração) ambas as propriedades intrínsecas do músculo (i.e. composição da isoforma da miosina de cadeia pesada, percentual de fibras de contração rápida, drive neural) (HARRIDGE et al., 1996; AAGAARD et al., 2002; VAN CUTSEM et al., 1998; PATTEN et al., 2001) e a força máxima estão moderadamente associadas à TDF, enquanto que em intervalos acima de 90 ms (fase mais tardia da contração) do início da contração muscular a força máxima passa a ter uma forte associação com a TDF (ANDERSEN; AAGAARD, 2006). Portanto, os resultados de TDF encontrados no presente estudo indicam que o envelhecimento afeta tanto as propriedades intrínsecas do músculo quanto a produção de força máxima. No entanto, a capacidade de gerar força rapidamente não foi sensível para diferenciar idosas

caidoras de não caidoras, embora isto tenha ocorrido em estudos anteriores (BENTO et al., 2010; SKELTON et al., 2002; PERRY et al., 2007; LaROCHE et al., 2010). Estas discrepâncias podem ser explicadas, em parte, pelos diferentes equipamentos, métodos e intervalos utilizados para determinar a TDF e/ou por diferenças no nível de atividade física dos participantes destes estudos em relação aos do presente estudo (LaROCHE et al., 2007).

Como mencionado anteriormente, a TAEMG é considerada o equivalente neural da TDF, e tem sido associada com a capacidade de retomada do equilíbrio após tropeço (PIJNAPPELS, BOBBERT, VAN DIEEN, 2005). Os resultados do presente estudo suportam parcialmente este fato, uma vez que apenas a TAEMG (50 ms) do músculo GL, durante a flexão plantar do tornozelo, de idosas caidoras foi inferior a de jovens. Isto sugere um comprometimento do drive neural para o músculo GL em idosas com risco de queda aumentado.

Com relação aos componentes temporais da ativação muscular não foram encontradas diferenças no tempo de reação entre os grupos, sugerindo de forma indireta que a função sensorial, a integração sensório-motora, a função do córtex motor e a velocidade de condução do neurônio motor, para contrações isométricas nas articulações do joelho e tornozelo, não diferiram entre jovens, idosas caidoras e não caidoras. Estes resultados foram consistentes com os resultados de estudos prévios (LaROCHE et al., 2010), no qual não foi encontrada diferença entre idosos caidores e não caidores para esta variável. Portanto, é possível que o envelhecimento e o histórico de quedas não tenha efeito sobre este componente temporal da ativação muscular.

O tempo necessário para atingir o pico de torque é uma estratégia importante para situações de desequilíbrio postural, visto que a capacidade de reposicionamento do centro de massa sobre a base de suporte é dependente da força máxima (THELEN et al, 1996; MAKI, 1997; LARSSON et al., 1979; THELEN et al., 1997), principalmente em casos que ocorrem um atraso no tempo de resposta a este desequilíbrio (THELEN et al, 1996; ROBINOVITCH et al. 2002). Na presente pesquisa, o tempo necessário para atingir o pico de torque na extensão e flexão do joelho diferiu entre as participantes jovens e idosas, independente do histórico de quedas. Estes resultados sugerem que existe um efeito do envelhecimento na capacidade da musculatura envolvida na articulação do joelho em atingir a força máxima.

Além disso, uma medida importante para avaliar a integridade do sistema neuromuscular é o tempo motor, definido pelo intervalo de tempo entre a ativação muscular e o início da produção de torque (LaROCHE et al., 2007; LaROCHE et al., 2010) em uma dada articulação. Nossos resultados demonstraram que o tempo motor dos músculos RF, VL, BF, GL e TA de idosas caídas e não caídas foi maior quando comparado aos de jovens. No entanto, estes resultados não corroboram com os achados de estudos anteriores (LaROCHE et al., 2010), onde indivíduos idosos caídos apresentaram um tempo motor superior a idosos não caídos. Geralmente, um tempo motor lentificado é representativo do comprometimento do acoplamento excitação-contração muscular (LaROCHE et al., 2010), e aumenta com o envelhecimento (BUNCE et al., 2004). A lentificação da resposta motora também pode estar associada a um *stiffness* reduzido no complexo músculo-tendão que resulta em uma menor transferência de força do músculo para os ossos (MAGNUSSON et al., 1997).

CONCLUSÃO

Idosas caídas apresentam um declínio de força nos extensores e flexores do joelho em relação às idosas não caídas. Além disso, foi evidenciado que o envelhecimento leva ao aumento do tempo gasto para atingir o PT na flexão dorsal do tornozelo, a diminuição da capacidade para produzir torque máximo e para desenvolver torque rapidamente na articulação do joelho, e a uma resposta motora (tempo motor) lentificada durante a flexão e extensão do joelho e tornozelo.

REFERÊNCIAS

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

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; THORSTENSSON, A. Neuromuscular aspects of exercise-adaptive responses evoked by strength training. In: Kjaer M (eds) **Textbook of sport medicine**. Blackwell, London, p. 70-106, 2003.

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

ABREU, S.S.E.; CALDAS, C.P. Velocidade de marcha, equilíbrio e idade: um estudo correlacional entre idosos praticantes e idosos não praticantes de um programa de exercícios terapêuticos. **Rev. bras. fisioter.**, São Carlos, v. 12, n. 4, Agosto. 2008.

ABREU, S.S.E.; CALDAS, C.P. Velocidade de marcha, equilíbrio e idade: um estudo correlacional entre idosos praticantes e idosos não praticantes de um programa de exercícios terapêuticos. **Rev. bras. fisioter.**, São Carlos, v. 12, n. 4, Agos. 2008.

ANDERSEN, L. L.; AAGAARD, P. Influence of maximal muscle strength and intrinsic muscle contractile properties on contract rate of force development. **European Journal of Applied Physiology**. Berlin, v. 96, no. 1, p. 46 – 52, 2006.

ARAÚJO, C. G. S. Teste de sentar-levantar: apresentação de um procedimento para avaliação em Medicina do Exercício e do Esporte. **Rev Bras Med Esporte**, São Paulo, v. 5, n. 5, p. 179-182, 1999.

BENTO, P. C.; PEREIRA, G.; UGRINOWITSCH, C.; RODACKI, A. L. Peak torque and rate of torque development in elderly with and without fall history. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 25,n.5, p. 450–454, 2010.

BERG, K. O.; WOOD-DAUPHINEE, S. L.; WILLIAMS, J. T.; MAKI, B. Measuring Balance in the elderly: validation of an instrument. **Can J Public Health**, v. 83, p. 7-11, 1992.

BOJSEN-MOLLER, J; MAGNUSSON, S.P; RASMUSSEN, L.R; KJAER, M; AAGAARD, P. Muscle performance during maximal isometric and dynamic contractions is influenced by the stiffness of the tendinous structures. **J Appl Physiol**, v. 99, n. 3, p. 986-994, 2005.

BUNCE, D.; MACDONALD, S.W.; HULTSCH, D.F.; Inconsistency in serial choice decision and motor reaction times dissociate in younger and older adults. **Brain and Cognition**, New York, v.56, n.3, p. 320–327, dezembro.2004.

COURT-BROWN, C.M.; CLEMENT, N. Four score years and ten. An analysis of the epidemiology of fractures in the very elderly. **International journal of the care of the injured**, Bristol, v. 40, n.10, p. 1111-1114, outubro.2009.

DOHERTY, T.J; BROWN,W.F. The estimated numbers and relative sizes of thenar motor units as selected by multiple point stimulation in young and older adults. **Muscle Nerve**, New York, v. 16, n.4 p.355– 366, abril.1993

EDSTROM, E; ALTUN, M; BERGMAN, E; JOHNSON, H; KULLBERG, S; RAMIREZ-LEON, V; ULFHAKE, B. Factors contributing to neuromuscular impairment and sarcopenia during aging. **Physiol Behav**. v. 92, p. 129-135, 2007.

FOLSTEIN, M. F.; FOLSTEIN, S. E.; MCHUGH, P. R. "Mini-Mental State": a practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. **J Psychiatr Res**, v. 12, p. 189-198, 1975.

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**, São Paulo, v. 11, n. 2, p. 102-114, março-abril.2005.

GROUND, M.D.; WHITE, J.D.; ROSENTHAL, N.; BOGOYEVIATCH, M.A. The role of stem cells in skeletal and cardiac muscle repair. **J Histochem Cytochem**. Baltimore, v. 50, n.5, p.589–610, maio.2002.

HAKKINEN, K; KOMI, P.V; ALLEN, M. Effect of explosive type strength training on isometric force- and relaxation-time, electromyographic and muscle fibre characteristics of leg extensor muscles. **Acta Physiol Scand**, p.587–600, 1985.

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. **Pflugers Archiv**, v. 432, p. 913–920, 1996.

HARTMANN, A.; KNOLS, R.; MURER, K.; DEBRUIN, E. D. Reproducibility of an isokinetic strength-testing protocol of the knee and ankle in older adults. **Gerontology**, Basel, v. 55, n.3, p. 259-268, novembro. 2009.

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

HUGHES, V. A.; FRONTERA, W.R; WOOD, M.; Evans, W.J.; Dallal, G.E.; Roubenoff, R.; Fiatarone Singh, M.A. Longitudinal muscle strength changes in older adults: influence of muscle mass, physical activity, health. **J. Gerontol. A Biol. Sci. Med. Sci.** 56: B209–B217, 2001.

IZQUIERDO, M; AGUADO, X; GONZALEZ, R; LOPEZ J. L; HAKKINEN, K. Maximum and explosive force production capacity and balance performance in men of different ages. **Eur J Appl Physiol Occup Physiol**, v. 79, p.260–267, 1999.

JENSEN, R.L; EBBEN, W.P Quantifying plyometric intensity via rate of force development, knee joint and ground reaction forces. **Journal of Strength and Conditioning Research**. v.21, n.3, p.763-767, 2007.

KERRIGAN, D. C; TODD, M. K; CROCE, U. D, LIPSITZ, L. A; COLLINS, J. J. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments. **Archives of physical medicine and rehabilitation**. Philadelphia, v. 79, n. 3, p. 317-322, março. 1998.

KONRAD, P. **The ABC of EMG: A practical introduction to Kinesiological Electromyography**, 2005. Disponível em : <http://www.noraxon.com/emg/emg.php3>

LANZA, I. R; BEFROY, D. E; KENT-BRAUN, J. A. Age-related changes in ATP producing pathways in human skeletal muscle in vivo. **Journal of Applied Physiology**, Washington, v. 99, n. 5, p.1736-1744, 2005.

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**, Oxford, v. 20, n.3, p.482–488, junho. 2010.

LAROCHE, D.P; KNIGHT, C.A; DICKIE, J.L; LUSSIER, M.V; ROY, S.J. Explosive force and fractionated reaction time in elderly low and high active women. **Medicine and science in sports and exercise**. Hagerstown v.39, n.9, p.1659–65, setembro. 2007.

Larsson L, Grimby G, Karlsson J. Muscle strength and speed of movement in relation to age and muscle morphology. **J. Appl. Physiol.** v. 46, p. 451-456, 1979.

MAGNUSSON, S.P.; SIMONSEN, E.B.; AAGAARD, P.; BOESEN, J.; JOHANNSEN, F.; KJAER, M. Determinants of musculoskeletal flexibility: viscoelastic properties, cross-sectional area, EMG and stretch tolerance. **Scand. J. Med. Sci. Sports**, v.7, n.4, p.195-202, Aug. 1997.

MAKI, B.E; EDMONDSTONE, M.A; McLLROY, W.E. Age-related differences in laterally directed compensatory stepping behaviour. **Journal of Gerontology**, Washington, v.55, n.5, p. 270-277, maio. 2000.

METTER, E.J; CONWIT, R; METTER, B; PACHECO, T; TOBIN, J. The relationship of peripheral motor nerve conduction velocity to age-associated loss of grip strength. **Aging : clinical and experimental research**, Milano, v. 10, n.6, p.471-478, dezembro. 1998.

MIRKOV, D.M; NEDELJKOVIC, A; MILANOVIC, S; JARIC, S. Muscle strength testing: evaluation of tests of explosive force production. **Eur J Appl Physiol**, v. 91, p. 147-154, 2004.
para avaliação em Medicina do Exercício e do Esporte. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 5, n. 5, p. 179-182, 1999.

PATTEN, C; KAMEN, G; ROWLAND, D.M. Adaptations in maximal motor unit discharge rate to strength training in young and older adults. **Muscle Nerve** . v.24, p. 542-550, abril, 2001.

PERRY , M. C.; CARVILLE, S. F.; SMITH, I.C.H.; RUTHERFORD, O.M.; NEWHAM, D.J. Strength, power output and symmetry of leg muscles: effect of age and history of falling. **European Journal of Applied Physiology**, v.100, n. 5, p. 553–561, 2007.

PIJNAPPELS, M; BOBBERT, M. F; VAN DIEEN, J. H. How early reaction in the support limb contribute to balance recovery after tripping. **J Biomech**, v. 38, n. 3, p. 627-634, 2005.

PIJNAPPELS, M; BOBBERT, M. F; VAN DIEEN, J. H. How early reaction in the support limb contribute to balance recovery after tripping. **J Biomech**, v. 38, n. 3, p. 627-634, 2005.

PIJNAPPELS, M; BOBBERT, M.F; DIEEN, J.H. Push-off reactions in recovery after tripping discriminate young subjects, older non-fallers and older fallers. **Gait Posture**, v.21, p. 388–394, 2005.

ROBINOVITCH, S.N, HELLER, B; LUI, A; CORTEZ, J. Effect of strength and speed of torque development on balance recovery with the ankle strategy. **J Neurophysiol**. v.88, n.2, p.613-20, 2002.

ROBINOVITCH, S.N; HELLER, B; LUI, A; CORTEZ, J. Effect of strength and speed of torque development on balance recovery with the ankle strategy. **J Neurophysiol**. 2002; 88(2):613-20.

SADEGHI , H; ALLARD, P; PRINCE, F; LABELLE, H. Symmetric and limb in able-bodied gait: a review. **GaitPosture**. Oxford, v. 12, n.1, p. 34-45, setembro. 2000.
SCAGLIONI, G; FERRI, A; MINETTI, A.E; MARTIN, A; VAN HOECKE, J;

CAPODAGLIO, P; SARTORIO, A; NARICI, M.V. Plantar flexor activation capacity and H reflex in older adults: adaptations to strength training. **Journal of applied physiology**. Bethesda, v. 92, n.6, p. 2292–2302, junho. 2002.

SKELTON, D. A., GREIG, C. A., DAVIES, J. M., YOUNG, A. Strength, power and related functional ability of healthy people aged 65-89 years. **Age Ageing**, v23, p. 371-7, 1994.

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, p. 119-25, 2002.

SKELTON, D. A; GREIG, C. A; DAVIES, J. M; YOUNG, A. Strength, power and related functional ability of healthy people aged 65-89 years. **Age Ageing**, v.23, p. 371-7, 1994.

STELMACH, G.E; ZALAZNIK, H.N; LOWE, D. The influence of aging and attentional demands on recovery from postural instability. **Aging**, Milano, v.2, n.2, p.155–161. junho.1990.

TANG, P.F; WOOLLACOTT, M.H. Inefficient postural responses to unexpected slips during walking in older adults. **J Gerontol Biol Sci Med Sci**, Washington, v.53, n.6, p.M471–480, novembro.1998.

THELEN, D.G; SCHULTZ, A.B; ALEXANDER, N.B; ASHTON-MILLER, J.A. Effects of age on rapid ankle torque development. **J Gerontol Biol Sci Med Sci**, v. 51 p. 226–232, 1996.

Thelen, D.G; Wojcik, L.A; Schultz, A.B; Ashton-Miller, J.A; Alexander, N.B. Age differences in using a rapid step to regain balance during a forward fall. **J. Gerontol. A Biol. Sci. Med. Sci.** v. 52, p.M8-13 1997.

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

VANDERVOORT, A. A., Aging of the human neuromuscular system. **Muscle Nerve**, New York, v. 25, n.1, p. 17–25, janeiro. 2002.

WINTER, A. D. **Biomechanics and motor control of human movement**. Second Edition. Waterloo: A Wiley-Interscience Publication, 1990.

3.3 ANÁLISE DINAMOMÉTRICA E ELETROMIOGRÁFICA EM MULHERES IDOSAS CAIDORAS E NÃO CAIDORAS

RESUMO

Introdução: Uma das causas da ineficiência de movimento é o excesso de cocontração ou o desequilíbrio de força entre músculos antagonistas de uma dada articulação. O envelhecimento está associado a uma elevada cocontração dos músculos antagonistas. De fato isto pode ter influência na mobilidade articular e no risco de quedas na população idosa. **Objetivo:** Comparar a razão de pico de torque (PT), a razão eletromiográfica e o nível de cocontração muscular antagonista dos flexores/extensores do joelho e flexores dorsais/plantares do tornozelo entre mulheres jovens, idosas caidoras e não caidoras. **Método:** Foram avaliados 63 indivíduos, sendo 18 mulheres jovens, 22 idosas classificadas como caidoras e 22 como não caidoras. As medidas de torque máximo, ativação agonista e cocontração antagonista foram determinadas em contração voluntária máxima (articulações do joelho e tornozelo) utilizando um dinamômetro isocinético. Durante as avaliações dinamométricas também foi registrado o eletromiograma de superfície dos músculos reto femoral (RF), vasto lateral (VL), bíceps femoral (BF), gastrocnêmio lateral (GL) e tibial anterior (TA). A escala de equilíbrio de Berg (EEB) e o teste de sentar e levantar (TSL) foram utilizados para caracterizar o desempenho funcional das participantes idosas. **Resultados:** Idosas, independentemente do histórico de quedas, apresentaram maior razão de PT de flexão dorsal/plantar do tornozelo do que as jovens e Idosas não caidoras apresentaram maiores valores de razão eletromiográfica em relação as jovens ($p < 0,05$). Com relação aos testes funcionais EEB e TSL idosas caidoras apresentaram menores e maiores pontuações do que idosas não caidoras, respectivamente ($p < 0,05$). **Conclusão:** idosas caidoras apresentam desempenho funcional reduzido em relação a idosas sem histórico de queda. Além disso, foi evidenciado que o envelhecimento gera um aumento na razão de PT de flexão dorsal/plantar do tornozelo.

Palavras-chave: Razão eletromiográfica. Razão de força. Cocontração. Risco de queda. Idosas.

INTRODUÇÃO

O envelhecimento biológico natural do ser humano (senescência) vem acompanhado de uma série de alterações fisiológicas, tais como: comprometimento da visão, diminuição da audição, do equilíbrio, redução da velocidade dos impulsos nervosos, diminuição dos mecanismos de atenção e tempo de reação, alterações proprioceptivas e degeneração do sistema neuromuscular que, por sua vez, leva ao comprometimento do desempenho motor expondo-os a situações de parcial ou total dependência assim como à queda, geralmente com graves consequências. Além disso, a associação do envelhecimento com doenças crônicas degenerativas torna esta população ainda mais vulnerável à deterioração físico-funcional (BASSEY, 1997; MEULEMAN et al., 2000; FARIA et al., 2003). Dos eventos incapacitantes mais prevalentes em idosos, a queda é reconhecida por ser um importante problema de saúde pública, em decorrência da morbidade, do elevado custo social e econômico, das lesões e mortes provocadas por ela (VAN DIEEN; PIJNAPPELS, 2008; HONG, CHO e TAK, 2010; BENTO et al, 2010).

Estudos indicam que o envelhecimento está associado a uma elevada cocontração dos músculos antagonistas, o que altera a sincronia de ativação entre agonistas e antagonistas (JUDGE, DAVIS, OUNPUU, 1996; TANG e WOOLLACOTT, 1998; HORTOBÁGYI, 2009). Quando há um desequilíbrio de força decorrente de alterações na capacidade de produção de força, principalmente entre os músculos agonistas e antagonistas de uma articulação, ocorre alterações na cocontração muscular e atraso na resposta de pré-ativação muscular diante de uma perturbação externa (WOOLLACOTT, INGLIN, MANCHESTER, 1988; MACALUSO et al, 2002). Tais fatores podem estar relacionados ao aumento do risco de quedas na população idosa (BENJUYA, MELZER, KAPLANSKI, 2004).

Para uma descrição geral de padrões isocinéticos oriundos da relação torque-velocidade de movimentos articulares, pode ser calculada a razão entre os picos de torque atingidos concentricamente ou excentricamente em cada movimento em particular (AAGAARD et al, 1995; KARATSOLIS et al, 2009). Diante disto, a avaliação isocinética tem sido sugerida como uma ferramenta precisa para o diagnóstico de déficits de força muscular e desequilíbrio entre grupos musculares agonistas e antagonistas (ERSOZ et al, 2009; WRIGHTA; BALLB; WOODA, 2009). O uso desta metodologia em conjunto com a eletromiografia de superfície fornece

subsídios que permitem avaliar a condição muscular em torno de uma dada articulação (EBBEN, 2009; KARATSOLIS et al, 2009) e suas implicações no movimento em questão (KELLIS; KATIS, 2007).

Embora os flexores do joelho tenham uma alta capacidade de produzir torque próximo a extensão completa e em altas velocidades angulares, o movimento articular ocorre por meio de uma cocontração balanceada entre dois grupos musculares antagonistas para manter a estabilidade articular e a eficiência do movimento (KELLIS; KATIS, 2007). Uma das causas da ineficiência mecânica do movimento é uma cocontração inadequada entre músculos antagonistas em uma dada tarefa (WINTER, 1990). Deste modo, as relações de força muscular em torno de uma dada articulação são indicadoras de mobilidade articular (KELLIS; KATIS, 2007)

Com estes parâmetros pode-se calcular razões e o nível de cocontração em indivíduos idosos e assim estabelecer comparações do nível funcional em função do histórico de quedas em indivíduos idosos. Portanto, a proposta do presente estudo foi avaliar as razões de pico de torque de flexão/extensão do joelho e flexão plantar/dorsiflexão do tornozelo e o nível de cocontração antagonista de músculos envolvidos nestas articulações em mulheres jovens, idosas caidoras e não caidoras, durante contrações dinâmicas.

MATERIAIS E MÉTODOS

Amostra

Participaram deste estudo 45 mulheres idosas não institucionalizadas e 18 mulheres jovens, todas fisicamente ativas. As características físicas das participantes estão apresentadas na Tabela 1. As mulheres jovens compuseram o grupo de jovens (GJ; n = 18), enquanto que as mulheres idosas foram divididas em dois grupos, grupo de idosas não-caidoras (GINC; n = 23) e grupo de idosas caidoras (GIC; n = 22), baseado no protocolo utilizado por Callisaya et al. (2011), no qual era relatado pelas participantes idosas o número de queda nos últimos 12 meses pregressos ao estudo, incluindo as causas da queda, caso tenha ocorrido. As participantes idosas realizaram os testes funcionais Escala de Equilíbrio de Berg (BERG et al., 1992) e teste de Sentar e Levantar (ARAÚJO, 1999), respectivamente,

para avaliação do risco de queda e da capacidade de sentar e levantar do chão utilizando o mínimo de apoio possível. Para a classificação do nível de atividade física foi utilizado o Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ, Organização Mundial de Saúde, 1998). Foram incluídas no estudo as voluntárias que não apresentaram dor, fratura, ou lesão grave em tecidos moles nos seis meses antecedentes ao estudo, e sem comprometimentos cognitivos (Mini-Exame do Estado Mental – FOLSTEIN; FOLSTEIN; MCHUGH, 1975), cardiovasculares ou respiratórios. Todas as participantes assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa local (CEP 69/2009).

Tabela 1. Média e desvio padrão ($\pm$) das características físicas das participantes jovens (GJ), idosas não caídas (GINC) e idosas caídas (GIC) e das pontuações nos testes funcionais (somente para os grupos de idosas).

	GJ (n = 18)	GINC (n = 23)	GIC (n = 22)	p
Idade (anos)	21,79 $\pm$ 2,12	66,09 $\pm$ 5,96	69,68 $\pm$ 6,99	0,070
Massa Corporal (kg)	60,72 $\pm$ 7,92	64,72 $\pm$ 12,68	66,06 $\pm$ 9,81	0,695
Estatura (m)	1,62 $\pm$ 0,06	1,55 $\pm$ 0,06	1,52 $\pm$ 0,05	0,120
IMC (kg.m ⁻²)	23,29 $\pm$ 3,23	27,08 $\pm$ 4,68	28,66 $\pm$ 3,9	0,226
EEB	-	54,91 $\pm$ 1,51	53,53 $\pm$ 3,26	0,012*
TSL	-	3,45 $\pm$ 1,82	5,38 $\pm$ 2,57	0,003*

IMC: Índice de massa corporal; EEB: Escala de equilíbrio de Berg; TSL: Teste de sentar e levantar.

* Diferença significativa entre os grupos de idosas caídas e não caídas ($p < 0,05$)

Avaliação dinamométrica

As avaliações de torque das articulações do joelho e tornozelo foram realizadas em um dinamômetro isocinético System 4 PRO (Biodex®), o qual foi sincronizado com o módulo de aquisição de sinais biológicos por meio de uma placa de sincronização NorBNC versão USB (Noraxon®). Os dados dinamométricos e eletromiográficos foram registrados pelo software myoresearch com frequência de amostragem de 2000 Hz (versão 1,07, Noraxon®).

O protocolo de avaliação foi composto de uma série de cinco contrações isocinéticas máximas para flexão e extensão do joelho no modo de execução concêntrico/concêntrico nas velocidades de 90 e 120°/s. A amplitude de movimento foi de 90 a 30°, considerando que 0° corresponde a extensão completa do joelho. O epicôndilo lateral do fêmur foi alinhado ao eixo de rotação do dinamômetro e o

quadril foi posicionado a 90° de flexão em todos os modos de execução nas avaliações do joelho (HARTMANN et al, 2009) (Figura 1). Foram realizados os mesmos protocolos para a flexão-plantar e flexão-dorsal do tornozelo nas velocidades de 90 e 120°/s, partindo da posição neutra. Nas avaliações do tornozelo a borda inferior do maléolo lateral foi alinhada ao eixo de rotação do dinamômetro e o quadril e o joelho foram posicionados a 70 e 45° de flexão, respectivamente (HARTMANN et al, 2009) (Figura 2). Foi realizada a correção gravítica em todas as avaliações dinamométricas.



Figura 1: Posicionamento do voluntário no dinamômetro para a avaliação isocinética de músculos envolvidos na articulação do joelho.

A sequência das avaliações no equipamento foi aleatória e o posicionamento dos indivíduos no dinamômetro isocinético foi de acordo com as recomendações do fabricante. Durante as avaliações, o tronco, a pelve e o membro inferior foram estabilizados por meio de cintas ajustáveis. A avaliação foi realizada no membro inferior dominante (SADEGHI et al, 2000), e cada série foi realizada após familiarização de três repetições submáximas e 1 máxima do movimento a ser

realizado (HARTMANN et al, 2009). Todas voluntárias foram fortemente encorajadas durante as avaliações e orientadas a iniciar a contração muscular o mais rápido e forte possível, imediatamente após identificar o *feedback* visual (luz).



Figura 2: Posicionamento do voluntário no dinamômetro para a avaliação isocinética de músculos envolvidos na articulação do tornozelo.

Eletromiografia

O eletromiograma de superfície (EMG) foi registrado durante a avaliação dinamométrica utilizando um módulo de aquisição de sinais biológicos por telemetria (Telemetry 900, Noraxon®), com ganho total de 2000 vezes (20 vezes no sensor e 100 vezes no equipamento), razão de modo de rejeição comum > 100 dB (60 Hz), ruído de base < 1 μV *root mean square* (RMS), impedância diferencial de entrada > 10 MOhm, utilizando um conversor analógico-digital de 16 bit. O EMG foi registrado com frequência de amostragem de 2000 Hz. Foram utilizados eletrodos de superfície bipolares Ag/AgCl (Miotec®), com área de captação de 10 mm de diâmetro e distância intereletrodos (centro a centro) fixa de 20 mm. Previamente a colocação dos eletrodos, foi realizada a tricotomia e limpeza da pele com álcool, como forma de evitar possíveis interferências no sinal eletromiográfico (GONÇALVES e BARBOSA, 2005).

Os eletrodos foram posicionados unilateralmente no membro inferior dominante, sobre o ventre dos músculos reto femoral (RF), vasto lateral (VL), bíceps

femoral (BF), tibial anterior (TA) e gastrocnêmio porção lateral (GL), longitudinalmente e paralelamente ao sentido das fibras musculares de acordo com as recomendações do SENIAM (*Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles*, HERMENS et al., 2002) (Figura 3). O eletrodo de referência foi posicionado no maléolo medial do membro avaliado.

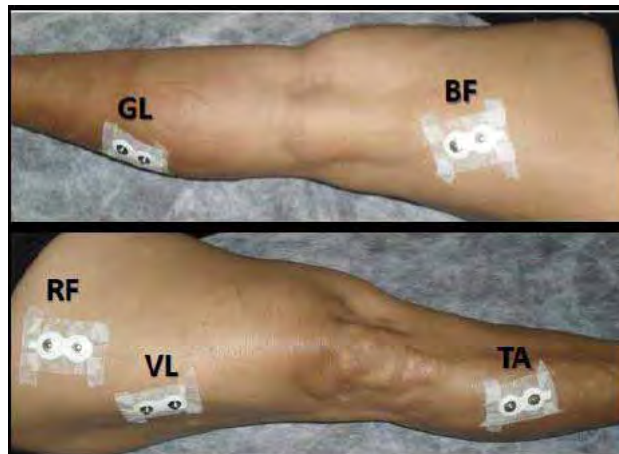


Figura 3: Posicionamento dos eletrodos nos músculos RF, VL, BF, TA e GL.

Análise dos dados

Os dados dinamométricos e eletromiográficos foram processados e analisados por meio de rotinas específicas desenvolvidas em ambiente Matlab, versão 7,4 (Mathworks®, Inc.).

O sinal de torque foi suavizado utilizando um filtro digital (Butterworth de 4ª ordem) passa baixa com frequência de corte de 3 Hz (WINTER, 1990). Desta forma foi obtido o valor do pico de torque dentre um total de quatro picos obtidos de contrações voluntárias isocinéticas máximas (após desconsiderar a primeira contração). As medidas de torque foram normalizadas pela massa corporal para explicar as diferenças entre os voluntários e refletir mais precisamente o desempenho funcional muscular de cada indivíduo. Em seguida foram calculadas as razões de pico de torque de flexão/extensão do joelho e flexão dorsal/plantar do tornozelo.

O EMG dos músculos RF, VL, BF, GL e TA foi filtrado por um filtro digital (butterworth de 2ª ordem para passa alta e 4ª ordem para passa baixa) passa banda de 20-500 Hz e em seguida foi retificado por onda inteira e suavizado por filtro digital

(Butterworth de 4ª ordem) passa baixa com frequência de corte de 3 Hz para a criação do envoltório linear (WINTER, 1990). O EMG referente ao pico de torque foi obtido em um janelamento de 100 ms (50 ms antes e 50 ms depois do pico de torque). Os dados EMG foram normalizados pelo pico de ativação de cada músculo obtido durante uma contração isométrica voluntária máxima realizada anteriormente. Em seguida foi calculada a razão EMG entre os músculos BF/RF, BF/VL e GL/TA enquanto agonistas do movimento.

A cocontração entre os músculos agonistas e antagonistas BF/RF, BF/VL e TA/GL, nas contrações de extensão e flexão de joelho e de flexão plantar e dorsal de tornozelo, foi estimada pela seguinte equação (WINTER et al, 1990):

$$\%COCON = 2 \times \frac{\text{área comum } A\&B}{\text{área } A + \text{área } B} \times 100\%$$

Nesta equação %COCON é o percentual de cocontração entre dois músculos antagonistas (BF/RF, BF/VL e GL/TA), área A abaixo do EMG é a curva suavizada do músculo A, área B abaixo do EMG é a curva suavizada do músculo B, área comum A&B é a área comum da atividade entre esses músculos antagonistas.

Análise estatística

As análises estatísticas foram realizadas com o “*Statistical Package for the Social Sciences (SPSS)*” software, versão 18,0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). Como as suposições da análise de variância multivariada (MANOVA) foram violadas e consequentemente o poder do teste foi seriamente prejudicado, após a verificação da normalidade (teste de Shapiro-Wilk) e homogeneidade da variância dos dados (teste de Levene), foram realizadas análises de variância (ANOVA) one-way com teste *post-hoc* de Bonferroni ou, quando apropriado, ANOVA de Kruskal-Wallis seguida de testes de Mann-Whitney com correção de Bonferroni para as comparações de cada variável dependente entre os grupos. Para todos os procedimentos, considerou-se a significância de $p < 0,05$. Os dados estão apresentados como média e desvio padrão ($\pm$).

RESULTADOS

Na Tabela 1 é possível observar que as pontuações dos testes funcionais (Escala de equilíbrio de Berg e Teste de sentar e levantar) diferiram significativamente entre os GINC e GIC ($p < 0,05$). Os dados das razões de pico de torque, razão EMG e as relações agonistas/antagonistas (cocontração) de músculos envolvidos nas articulações do joelho e tornozelo, obtidos durante as contrações isocinéticas a 90 e 120°/s, estão apresentados nas Figuras 4, 5 e 6.

Não foram detectadas diferenças significativas na razão de pico torque (flexão/extensão do joelho), na razão EMG BF/RF e no nível cocontração antagonista BF/RF e BF/VL entre os grupos (GJ, GINC e GIC), durante os movimentos de flexão e extensão do joelho a 90 e 120°/s ($p > 0,05$), exceto para a razão EMG BF/VL do GINC em relação ao GJ ($p = 0,008$; $p = 0,02$), respectivamente.

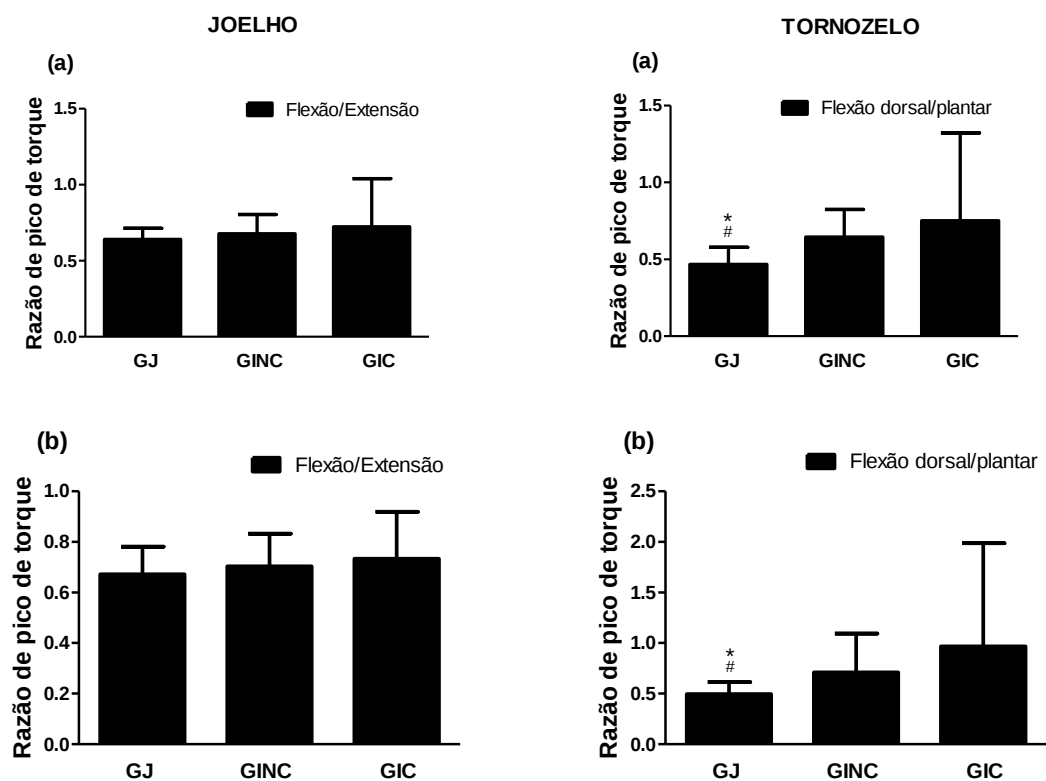


Figura 4: Razão de pico de torque nas articulações de joelho e tornozelo das participantes jovens (GJ), idosas caidoras (GIC) e não caidoras (GINC) durante as contrações isocinéticas a (a) 90 e (b) 120°/s. Os dados estão apresentados como média e desvio padrão ($\pm$).

Diferença significativa em relação ao grupo de idosas não caidoras ($p < 0,05$)

* Diferença significativa em relação ao grupo de idosas caidoras ($p < 0,05$)

Não foram reveladas diferenças significativas no nível cocontração antagonista TA/GL e na razão EMG TA/GL entre os grupos (GJ, GINC e GIC), durante os movimentos de flexão plantar e dorsal do tornozelo a 90 e 120°/s ($p > 0,05$). No entanto, foram encontradas diferenças significativas na razão de pico de torque (flexão dorsal/plantar) do GINC ($p = 0,006$; $p = 0,015$) e GIC ($p = 0,042$; $p < 0,001$) em relação ao GJ, respectivamente.

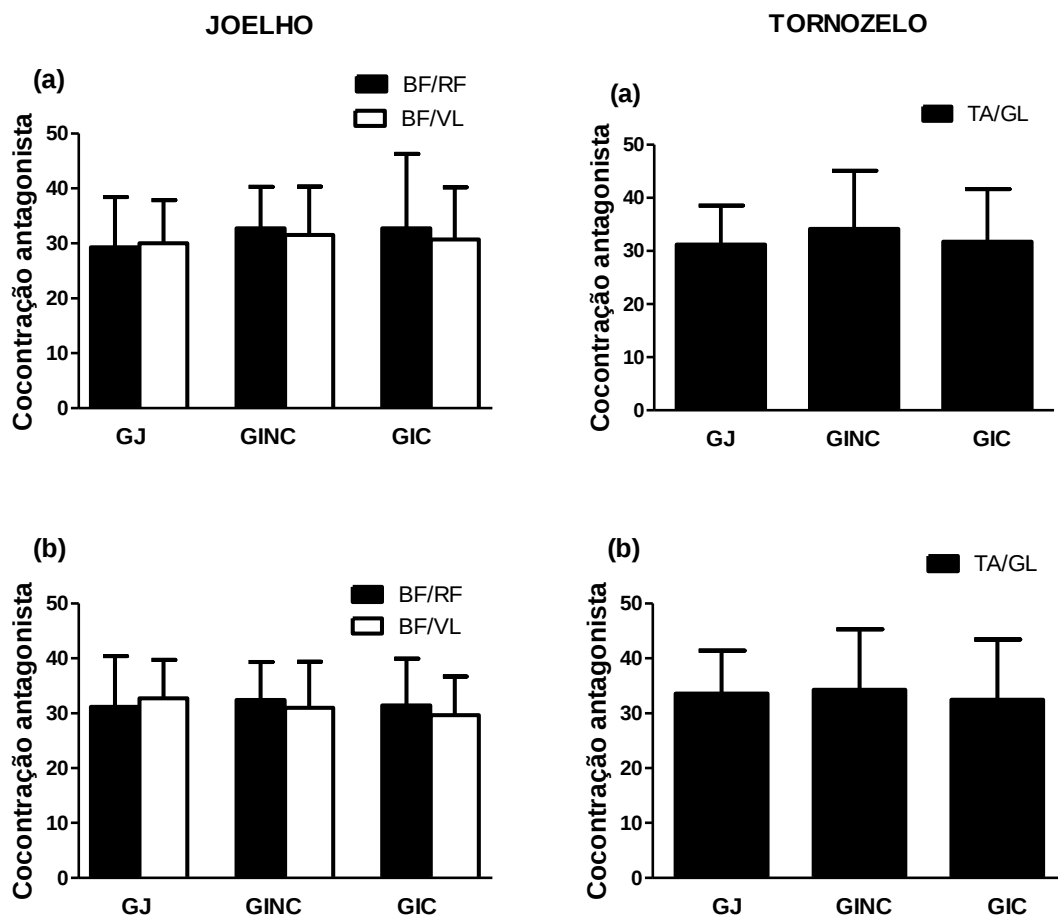


Figura 5: Cocontração antagonista entre os músculos bíceps femoral e reto femoral (BF/RF), bíceps femoral e vasto lateral (BF/VL) na articulação do joelho e tibial anterior e gastrocnêmio lateral (TA/GL) na articulação do tornozelo das participantes jovens (GJ), idosas caídas (GIC) e não caídas (GINC) durante as contrações isocinéticas a (a) 90 e (b) 120°/s. Os dados estão apresentados como média e desvio padrão ($\pm$).

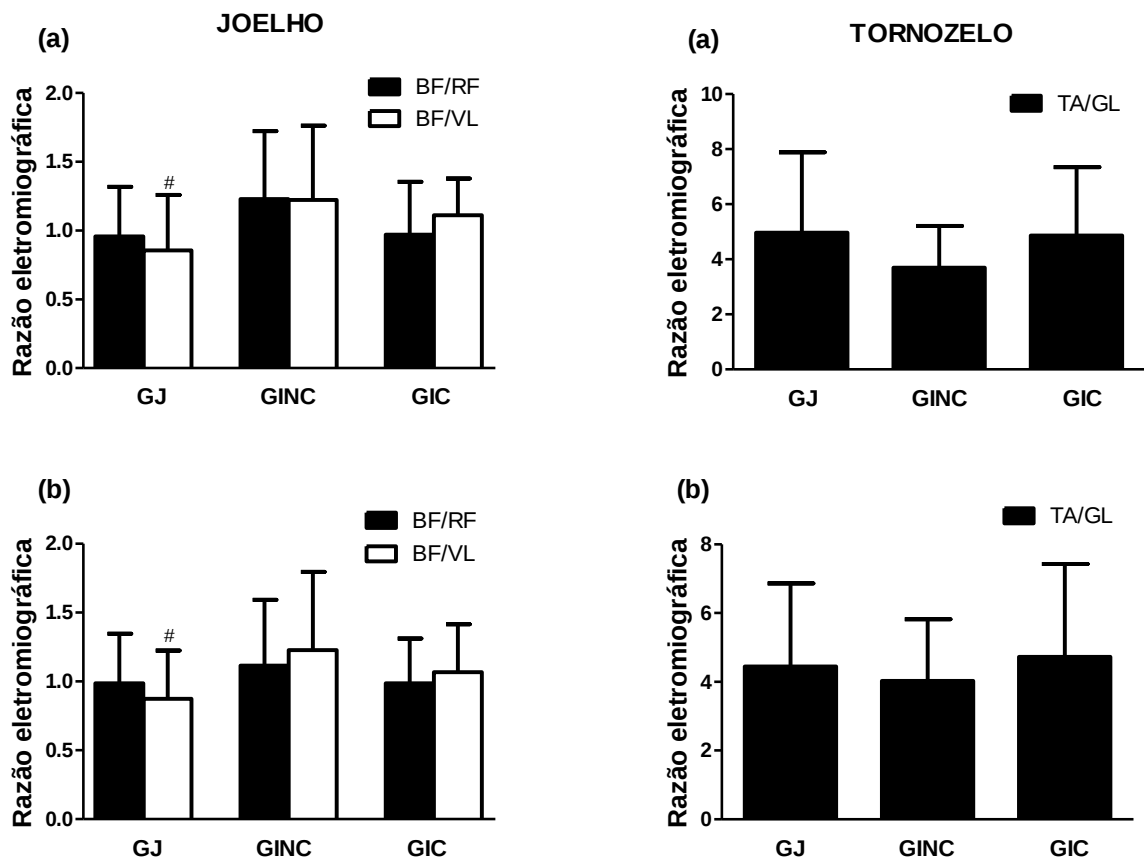


Figura 6: Razão eletromiográfica entre os músculos bíceps femoral e reto femoral (BF/RF), bíceps femoral e vasto lateral (BF/VL) na articulação do joelho e tibial anterior e gastrocnêmio lateral (TA/GL) na articulação do tornozelo das participantes jovens (GJ), idosas caídas (GIC) e não caídas (GINC) durante as contrações isocinéticas a (a) 90 e (b) 120°/s. Os dados estão apresentados como média e desvio padrão ($\pm$).

Diferença significativa em relação ao grupo de idosas não caídas ($p < 0,05$)

DISCUSSÃO

A proposta do presente estudo foi avaliar índices obtidos das relações de torque e eletromiografia de músculos antagonistas envolvidos nas articulações de joelho e tornozelo durante contrações isocinéticas.

Um dos principais achados deste estudo foi que as mulheres idosas, independentemente do histórico de quedas, apresentaram uma relação de pico de torque de flexão dorsal/plantar superiores a de jovens em ambas as velocidades isocinéticas (90 e 120°/s). Isto sugere que existe um efeito do envelhecimento no equilíbrio de força entre músculos agonistas e antagonistas envolvidos na

articulação do tornozelo. Em alguns estudos clínicos autores têm reportado a importância da razão de torque agonista/antagonista (AAGAARD et al, 1995; EBBEN, 2009; KARATSOLIS et al, 2009) e como esta relação está associada a estabilidade articular e a eficiência do movimento (WOOLLACOTT, INGLIN, MANCHESTER, 1988; MACALUSO et al, 2002; AAGAARD et al, 1995; KELLIS; KATIS, 2007).

Outro fator relacionado a eficiência de movimento é a cocontração entre músculos antagonistas de uma dada articulação. Quando ocorre um desequilíbrio nesta relação significa que músculos se contrapõem uns aos outros, de maneira desbalanceada (i.e. exagerada), sem produzir uma rede de movimento (WINTER, 1990). Este fato tem sido associado ao envelhecimento e ao aumento do risco de queda em indivíduos idosos (NELSON-WONG et al., 2012; HORTOBÁGYI, 2009; BENJUYA, MELZER, KAPLANSKI, 2004), principalmente durante a marcha (GOTTSCHALL; NICHOLS, 2011). No entanto, no presente estudo não foram observadas diferenças na cocontração antagonista dos músculos envolvidos nas articulações de joelho e tornozelo entre jovens, idosas caídas e não caídas, o que pode estar associado ao grau de risco de quedas evidenciado nos testes funcionais e não ser alto o suficiente para ocorrer diferenças estatísticas.

Contudo, deve-se ressaltar que ao executar tarefas simples, com movimentos uniarticulares, o desempenho motor de idosas caídas não se diferencia de idosas não caídas (LaROCHE et al., 2010). Possivelmente, as exigências motoras neste tipo de tarefa não atingem um nível de complexidade semelhante ao observado em situações de quedas (FORD et al., 2008). Além disso, é visto que o nível de ativação de músculos antagonistas dependem do tipo da ação muscular, das condições de teste e da velocidade e/ou duração desta ação, especialmente em indivíduos idosos (IZQUIERDO et al., 1999).

Os valores de razão EMG entre os músculos bíceps femoral e vasto lateral se foram superiores em idosas não caídas em relação a jovens. Este índice já foi utilizado em músculos estabilizadores do ombro em condições de exercício físico com haste vibratória (HALLAL; MARQUES; GONÇALVES, 2011) e têm sido utilizado para avaliar a relação entre o nível de ativação entre músculos antagonistas de uma dada articulação (COOLS et al., 2007).

CONCLUSÃO

idosas caídas apresentam desempenho funcional reduzido em relação a idosas sem histórico de queda. Além disso, foi evidenciado que o envelhecimento gera um aumento na razão de PT de flexão dorsal/plantar do tornozelo e, embora não tenham sido reveladas diferenças estatísticas, parece existir uma tendência desta razão ser ainda maior em idosas classificadas como caídas do que em idosas não caídas.

REFERÊNCIAS

BASSEY, E. J. Physical capabilities, exercise and aging. **Reviews in Clinical Gerontology**, Cambridge, v. 7, n.4, p. 289-297, 1997.

BENJUYA N.; MELZER I.; KAPLANSKI J. Aging-induced shifts from a reliance on sensory input to muscle cocontraction during balanced standing. **The Journals of Gerontology**, Washington, v.59, n.2, p. 166-171, 2004.

BENTO, P. C.; PEREIRA, G.; UGRINOWITSCH, C.; RODACKI, A. L. Peak torque and rate of torque development in elderly with and without fall history. **Clinical Biomechanics**, Oxford, v. 25, n.5, p. 450–454, 2010.

BERG, K. O.; WOOD-DAUPHINEE, S. L.; WILLIAMS, J. T.; MAKI, B. Measuring Balance in the elderly: validation of an instrument. **Can J Public Health**, v. 83, p. 7-11, 1992.

CROCE R. V, MILLER J. P. Angle- and velocity-specific alterations in torque and semg activity of the quadriceps and hamstrings during isokinetic extension-flexion movements. **Electromyogr Clin Neurophysiol**, v. 46, p. 83-100, 2006.

CROCE R. V, MILLER J. P. The effect of movement velocity and movement pattern on the reciprocal co-activation of the hamstrings. **Electromyogr Clin Neurophysiol**, v. 43, p. 451-458, 2003.

EBBEN,WP.Hamstring activation during lower body resistance training exercises. **Int J Sports Physiol Perform**, v. 4, n.1, p. 84-96, 2009.

ERSOZ M, ATALAY NS, KUMBARA F, AKYUZ M. Investigation of effect of age, gender and limb dominance on ankle evertor/invertor peak torque ration of healthy volunteers. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 21, p. 263-267, 2009.

FARIA, J. C; MACHALA, C. C; DIAS, R. C; DIAS, J. M. D. Importância do treinamento de força na reabilitação da função muscular, equilíbrio e mobilidade de idosos. **ActaFisiatríca**, São Paulo, v. 10, n. 3, p. 133-137, dezembro, 2003.

FOLSTEIN, M. F.; FOLSTEIN, S. E.; MCHUGH, P. R. "Mini-Mental State": a practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. **J Psychiatr Res**, v. 12, p. 189-198, 1975.

FORD KR, VAN DEN BOGERT J, MYER GD, SHAPIRO R, HEWETT TE. The effects of age and skill level on knee musculature co-contraction during functional activities: a systematic review. **Br J Sports Med**. v. 42, n. 7, p. 561-566, 2008.

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**, São Paulo, v. 11, n. 2, p. 102-114, 2005.

GOTTSCHALL JS, NICHOLS TR. Neuromuscular strategies for the transitions between level and hill surfaces during walking. **Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci**. v. 366, p. 1565-1579, 2011.

HARTMANN A, KNOLS R, MURER K, DEBRUIN E. D. Reproducibility of an isokinetic strength-testing protocol of the knee and ankle in older adults. **Gerontology**, v 55, p. 259-268, 2009.

HONG, G.R; CHO, S.H; TAK, Y. Falls among Koreans 45 years of age and older: incidence and risk factors. **Journal of Advanced Nursing**, Oxford, v.66, n.9, p. 2014–2024, 2010.

HORTOBÁGYI, 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 and Posture**, Oxford, v.29, n.4, p. 558-564, junho, 2009.

IZQUIERDO M, IBAÑEZ J, GOROSTIAGA E, GARRUES M, ZÚÑIGA A, ANTÓN A, LARRIÓN JL, HÄKKINEN K. Maximal strength and power characteristics in isometric and dynamic actions of the upper and lower extremities in middle-aged and older men. **Acta Physiol Scand**. v. 167, n. 1, p. 57-68, 1999.

JUDGE, J. O; DAVIS, R. B; OUNPUU, S. Step length reductions in advanced age: the role of ankle and hip kinetics. **J GerontolABiolSci Med Sci**, Washington, v.51, n.6, p. 303-312, novembro,1996.

KARATSOLIS K, NIKOLOPOULOS CS, PAPADOPOULOS ES, VAGENAS G, TERZIS E, ATHANASOPOULOS S. Eversion and inversion muscle group peak torque in hyperpronated and normal individuals. **Foot (Edinb)**, v. 19, n. 1, p. 29-35, 2009.

KELLIS, E; KATIS, A. Quantification of Functional Knee Flexor to Extensor Moment Ratio Using Isokinetics and Electromyography. **Journal of Athletic Training**, Dallas, v.42, n.4, p.477–485, 2007.

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**, Oxford, v. 20, n.3, p. 482–488, junho, 2010.

MACALUSO, A; NIMMO, M. A; FOSTER, J. E; COCKBURN, M; MCMILLAN, N. C; DE VITO, G. Contractile muscle volume and agonist antagonist coactivation account for differences in torque between young and older women. **Muscle Nerve**, New York, v.25, n.6, p.858–863, junho, 2002.

MEULEMAN, J. R; BRECHUE, W. F; KUBILIS, P. S, LOWENTHAL, D. T. Exercise training in the debilitates aged: strength and functional outcomes. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, Philadelphia v. 81, n.3, p. 312-318, março, 2000.

NELSON-WONG E, APPELL R, MCKAY M, NAWAZ H, ROTH J, SIGLER R, THIRD J, WALKER M. Increased fall risk is associated with elevated co-contraction about the ankle during static balance challenges in older adults. **Eur J Appl Physiol**, v. 112 n. 4, p.1379-1389, 2012.

SADEGHI , H; ALLARD, P; PRINCE, F; LABELLE, H. Symmetric and limb in able-bodied gait: a review. **GaitPosture**. Oxford, v. 12, n.1, p. 34-45, 2000.
TANG, P.F; WOOLLACOTT, M.H. Inefficient postural responses to unexpected slips during walking in older adults. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, Washington, v.53, n.6, p.471–480, novembro, 1998.

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

WINTER, A. D. **Biomechanics and motor control of human movement**. Second Edition. Waterloo: A Wiley-Interscience Publication, 1990.

WRIGHTA J, BALLB N, WOODA L. Fatigue, H/Q ratios and muscle coactivation in recreational football players. **Isokinet Exerc Sci**, v. 17 p. 161-167, 2009.

4 CONCLUSÃO

Idosas caídas apresentam desempenho funcional reduzido em relação a idosas sem histórico de quedas no últimos doze meses pregressos ao estudo. Idosas caídas também apresentam reduzida capacidade de produzir potência nos movimentos de extensão e flexão do joelho e flexão dorsal do tornozelo, declínio de força isométrica e isocinética nos músculos extensores e flexores do joelho e flexores plantares do tornozelo em relação as idosas não caídas. Estas são ocorrências que devem ser mais investigadas como potenciais contribuintes para quedas em mulheres idosas.

Além disso, foi evidenciado que o envelhecimento leva ao aumento do tempo gasto para atingir o PT na flexão dorsal do tornozelo, a diminuição da capacidade para produzir torque máximo e para desenvolver torque rapidamente na articulação do joelho, ao aumento na razão de PT de flexão dorsal/plantar do tornozelo e a uma resposta motora (tempo motor) lentificada durante a flexão e extensão do joelho e tornozelo.

Após a investigação do comportamento de variáveis biomecânicas em idosas caídas e não caídas, um próximo passo seria a realização de análises discriminativas para investigar quais destas variáveis são mais sensíveis e específicas para discriminar idosas caídas de não caídas e quais são as mais preditoras do risco de quedas em indivíduos idosos.

5 REFERÊNCIAS

ABREU, S.S.E.; CALDAS, C.P. Velocidade de marcha, equilíbrio e idade: um estudo correlacional entre idosos praticantes e idosos não praticantes de um programa de exercícios terapêuticos. **Rev. bras. fisioter.**, São Carlos, v. 12, n. 4, Aug. 2008 .

BASSEY, E. J. Physical capabilities, exercise and aging. **Reviews in Clinical Gerontology**, Cambridge, v. 7, n.4, p. 289-297, 1997.

BURNFIELD, J. M.; JOSEPHSON, K. R.; POWERS, C. M.; RUBENSTEIN, L. Z. The influence of lower extremity joint torque on gait characteristics in elderly men. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, Chicago, v. 81, n.19, p. 1153-1157, setembro. 2000.

CHODZKO-ZAJKO, W.J; PROCTOR, D.N; FIATARONE, SINGH.M.A; MINSON C.T; NIGG, C.R; SALEM, G.J; SKINNER, J.S. American College of Sports Medicine position stand. Exercise and physical activity for older adults. **Medicine and science in sports and exercise**, Madison, v.4, n. 7, p.1510-1530, julho. 2009.

COURT-BROWN, C.M.; CLEMENT, N. Four score years and ten. An analysis of the epidemiology of fractures in the very elderly. **International journal of the care of the injured**, Bristol, v. 40, n.10, p. 1111-1114, outubro.2009.

DOHERTY, T.J; BROWN,W.F. The estimated numbers and relative sizes of thenar motor units as selected by multiple point stimulation in young and older adults. **Muscle Nerve**, New York, v. 16, n.4 p.355– 366, abril.1993.

FARIA, J. C; MACHALA, C. C; DIAS, R. C; DIAS, J. M. D. Importância do treinamento de força na reabilitação da função muscular, equilíbrio e mobilidade de idosos. **Acta Fisiatrica**, São Paulo,v. 10, n. 3, p. 133-137, dezembro. 2003.

HALLAL, C. Z.; MARQUES, N. R.; GONÇALVES, M. Avaliação do risco de quedas de idosos ativos submetidas a treinamento de equilíbrio com haste vibratória. **Terapia Manual**, v. 8, p. 1-5, 2011.

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

IBGE. Estudos & Pesquisas – Informações demográfica e socioeconômica. O fenômeno mundial. Perfil dos idosos responsáveis pelos domicílios no Brasil. Disponível em : [www.ibge.gov.br/ home/ estatística/ população/ perfil do idoso 2000](http://www.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/perfil_do_idoso_2000).

KERRIGAN, D. C; TODD, M. K; CROCE, U. D, LIPSITZ, L. A; COLLINS, J. J. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: evidence for specific limiting impairments. **Archives of physical medicine and rehabilitation**. Philadelphia, v. 79, n. 3, p. 317-322, março. 1998.

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**, Oxford, v. 20, n.3, p.482–488, junho. 2010.

MENEZES, R. L; BACHION, M. M. Estudo da presença de fatores de risco intrínsecos para quedas em idosos institucionalizados. **Ciência e Saúde Coletiva**. Rio de Janeiro, v.13, n. 4 p. 1209-1218, agosto. 2008.

MEULEMAN, J. R; BRECHUE, W. F; KUBILIS, P. S, LOWENTHAL, D. T. Exercise training in the debilitates aged: strength and functional outcomes. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, Philadelphia v. 81, n.3, p.

PIJNAPPELS, M; REEVES, N. D; MAGANARIS, C. N; VAN DIEEN, J. H. Tripping without falling; lower limb strength, a limitation for balance recovery and a target for training in the elderly. **Journal of Electromyography and Kinesiology**. New York, v. 18, n.2, p. 188-196, abril. 2008b.

PIJNAPPELS, M; VAN DER BURQ, P.J; REEVES, N. D; VAN DIEEN, J. H. Identification of elderly fallers by muscle strength measures. **European journal of applied physiology**. Berlin, v. 102, n.5, p. 585-592, março. 2008a.

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

ROBINOVITCH, S; HELLER,B; LUI, A; CORTEZ, J. Effect of strength and speed of torque development on balance recovery with the ankle strategy. **J. Neurophysiol**, v. 88, p.613-620, 2002.

SCAGLIONI, G; FERRI, A; MINETTI, A.E; MARTIN, A; VAN HOECKE, J; CAPODAGLIO, P; SARTORIO, A; NARICI, M.V. Plantar flexor activation capacity and H reflex in older adults: adaptations to strength training. **Journal of applied physiology**. Bethesda, v. 92, n.6, p. 2292–2302, junho. 2002.

SILVA, T. A.A., et al. Sarcopenia associada ao envelhecimento: aspectos etiológicos e opções terapêuticas. **Rev. Bras. Reumatol**, v.46, n.6, p.391-397, 2006.

STELMACH, G.E; ZALAZNIK, H.N; LOWE, D. The influence of aging and attentional demands on recovery from postural instability. **Aging**, Milano, v.2, n.2, p.155–161, junho.1990

TANG, P.F; WOOLLACOTT, M.H. Inefficient postural responses to unexpected slips during walking in older adults. **J Gerontol Biol Sci Med Sci**, Washington, v.53, n.6, p.M471–480, novembro.1998.

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

6 ANEXOS

6.1 ANEXO 1 – ESCALA DE EQUILÍBRIO DE BERG

1. Posição sentada para posição em pé

Instruções: Por favor, levante-se. Tente não usar suas mãos para se apoiar.

- (4) capaz de levantar-se sem utilizar as mãos e estabilizar-se independentemente
- (3) capaz de levantar-se independentemente utilizando as mãos
- (2) capaz de levantar-se utilizando as mãos após diversas tentativas
- (1) necessita de ajuda mínima para levantar-se ou estabilizar-se
- (0) necessita de ajuda moderada ou máxima para levantar-se

2. Permanecer em pé sem apoio

Instruções: Por favor, fique em pé por 2 minutos sem se apoiar.

- (4) capaz de permanecer em pé com segurança por 2 minutos
- (3) capaz de permanecer em pé por 2 minutos com supervisão
- (2) capaz de permanecer em pé por 30 segundos sem apoio
- (1) necessita de várias tentativas para permanecer em pé por 30 segundos sem apoio
- (0) incapaz de permanecer em pé por 30 segundos sem apoio

Se o paciente for capaz de permanecer em pé por 2 minutos sem apoio, dê o número total de pontos para o item número 3. Continue com o item número 4.

3. Permanecer sentado sem apoio nas costas, mas com os pés apoiados no chão ou num banquinho

Instruções: Por favor, fique sentado sem apoiar as costas com os braços cruzados por 2 minutos.

- (4) capaz de permanecer sentado com segurança e com firmeza por 1 minutos
- (3) capaz de permanecer sentado por 2 minutos sob supervisão
- (2) capaz de permanecer sentado por 30 segundos
- (1) capaz de permanecer sentado por 10 segundos
- (0) incapaz de permanecer sentado sem apoio durante 10 segundos

4. Posição em pé para posição sentada

Instruções: Por favor, sente-se.

- (4) senta-se com segurança com uso mínimo das mãos
- (3) controla a descida utilizando as mãos
- (2) utiliza a parte posterior das pernas contra a cadeira para controlar a descida
- (1) senta-se independentemente, mas tem descida sem controle
- (0) necessita de ajuda para sentar-se

5. Transferências

Instruções: Arrume as cadeiras perpendicularmente ou uma de frente para a outra para uma transferência em pivô. Peça ao paciente para transferir-se de uma cadeira com apoio de braço para uma cadeira sem apoio de braço, e vice-versa. Você poderá utilizar duas cadeiras (uma com e outra sem apoio de braço) ou uma cama e uma cadeira.

- (4) capaz de transferir-se com segurança com uso mínimo das mãos
- (3) capaz de transferir-se com segurança com o uso das mãos
- (2) capaz de transferir-se seguindo orientações verbais c/ou supervisão
- (1) necessita de uma pessoa para ajudar
- (0) necessita de duas pessoas para ajudar ou supervisionar para realizar a tarefa com segurança

6. Permanecer em pé sem apoio com os olhos fechados

Instruções: Por favor, fique em pé e feche os olhos por 10 segundos.

- (4) capaz de permanecer em pé por 10 segundos com segurança
- (3) capaz de permanecer em pé por 10 segundos com supervisão
- (2) capaz de permanecer em pé por 3 segundos
- (1) incapaz de permanecer com os olhos fechados durante 3 segundos, mas mantém-se em pé
- (0) necessita de ajuda para não cair

7. Permanecer em pé sem apoio com os pés juntos

Instruções: Junte seus pés e fique em pé sem se apoiar.

- (4) capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 1 minuto com segurança
- (3) capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 1 minuto com supervisão
- (2) capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 30 segundos
- (1) necessita de ajuda para posicionar-se, mas é capaz de permanecer com os pés juntos durante 15 segundos
- (0) necessita de ajuda para posicionar-se e é incapaz de permanecer nessa posição por 15 segundos

8. Alcançar a frente com o braço estendido permanecendo em pé

Instruções: Levante o braço a 90º. Estique os dedos e tente alcançar a frente o mais longe possível. (O examinador posiciona a régua no fim da ponta dos dedos quando o braço estiver a 90º. Ao serem esticados para frente, os dedos não devem tocar a régua. A medida a ser registrada é a distância que os dedos conseguem alcançar quando o paciente se inclina para frente o máximo que ele consegue. Quando possível peça ao paciente para usar ambos os braços para evitar rotação do tronco).

- (4) pode avançar à frente mais que 25 cm com segurança
- (3) pode avançar à frente mais que 12,5 cm com segurança

- (2) pode avançar à frente mais que 5 cm com segurança
- (1) pode avançar à frente, mas necessita de supervisão
- (0) perde o equilíbrio na tentativa, ou necessita de apoio externo

9. Pegar um objeto do chão a partir de uma posição em pé

Instruções: Pegue o sapato/chinelo que está na frente dos seus pés.

- (4) capaz de pegar o chinelo com facilidade e segurança
- (3) capaz de pegar o chinelo, mas necessita de supervisão
- (2) incapaz de pegá-lo, mas se estica até ficar a 2-5 cm do chinelo e mantém o equilíbrio independentemente
- (1) incapaz de pegá-lo, necessitando de supervisão enquanto está tentando
- (0) incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não perder o equilíbrio ou cair

10. Virar-se e olhar para trás por cima dos ombros direito e esquerdo enquanto permanece em pé

Instruções: Vire-se para olhar diretamente atrás de você por cima, do seu ombro esquerdo sem tirar os pés do chão. Faça o mesmo por cima do ombro direito. O examinador poderá pegar um objeto e posicioná-lo diretamente atrás do paciente para estimular o movimento.

- (4) olha para trás de ambos os lados com uma boa distribuição do peso
- (3) olha para trás somente de um lado o lado contrário demonstra menor distribuição do peso
- (2) vira somente para os lados, mas mantém o equilíbrio
- (1) necessita de supervisão para virar
- (0) necessita de ajuda para não perder o equilíbrio ou cair

11. Girar 360 graus

Instruções: Gire-se completamente ao redor de si mesmo. Pausa. Gire-se completamente ao redor de si mesmo em sentido contrário.

- (4) capaz de girar 360 graus com segurança em 4 segundos ou mãos

- (3) capaz de girar 360 graus com segurança somente para um lado em 4 segundos ou menos
- (2) capaz de girar 360 graus com segurança, mas lentamente
- (1) necessita de supervisão próxima ou orientações verbais
- (0) necessita de ajuda enquanto gira

12. Posicionar os pés alternadamente ao degrau ou banquinho enquanto permanece em pé sem apoio

Instruções: Toque cada pé alternadamente no degrau/banquinho. Continue até que cada pé tenha tocado o degrau/banquinho quatro vezes.

- (4) capaz de permanecer em pé independentemente e com segurança, completando 8 movimentos em 20 segundos
- (3) capaz de permanecer em pé independentemente e completar 8 movimentos em mais que 20 segundos
- (2) capaz de completar 4 movimentos sem ajuda
- (1) capaz de completar mais que 2 movimentos com o mínimo de ajuda
- (0) incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não cair

13. Permanecer em pé sem apoio com um pé à frente

Instruções: (demonstre para o paciente) Coloque um pé diretamente à frente do outro na mesma linha se você achar que não irá conseguir coloque o pé um pouco mais à frente do outro pé e levemente para o lado.

- (4) capaz de colocar um pé imediatamente à frente do outro, independentemente, e permanecer por 30 segundos
- (3) capaz de colocar um pé um pouco mais à frente do outro e levemente para o lado. Independentemente e permanecer por 30 segundos
- (2) capaz de dar um pequeno passo, independentemente e permanecer por 30 segundos
- (1) necessita de ajuda para dar o passo, porém permanece por 15 segundos

- (0) perde o equilíbrio ao tentar dar um passo ou ficar de pé

14. Permanecer em pé sobre uma perna

Instruções: Fique em pé sobre uma perna o máximo que você puder sem se segurar.

- (4) capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por mais que 10 segundos
- (3) capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por 5-10 segundos
- (2) capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por 3 ou 4 segundos
- (1) tenta levantar uma perna, mas é incapaz de permanecer por 3 segundos, embora permaneça em pé independentemente
- (0) incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não cair

() Escore Total (Máximo = 56)

6.2 ANEXO 2 – MINI-EXAME DO ESTADO MENTAL

(Folstein, Folstein & McHugh, 1975)

Voluntário: _____

Data da avaliação: _____ Avaliador: _____

ORIENTAÇÃO

- Dia da semana (1 ponto)()
- Dia do mês (1 ponto).....()
- Mês (1 ponto).....()
- Ano (1 ponto).....()
- Hora aproximada (1 ponto).....()
- Local específico (apartamento ou setor) (1 ponto).....()
- Instituição (residência, hospital, clínica) (1 ponto).....()
- Bairro ou rua próxima (1 ponto).....()
- Cidade (1 ponto).....()
- Estado (1 ponto).....()

MEMÓRIA IMEDIATA

- Fale 3 palavras não relacionadas. Posteriormente pergunte ao paciente pelas 3 palavras. Dê 1 ponto para cada resposta correta.....()
Depois repita as palavras e certifique-se de que o paciente as aprendeu pois mais adiante você irá perguntá-las novamente.

ATENÇÃO E CÁLCULO

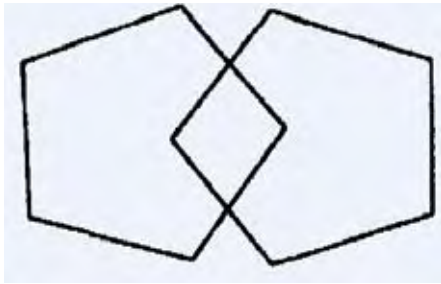
- (100 – 7) sucessivos, 5 vezes sucessivamente (1 ponto para cada cálculo correto).....()
(alternadamente, soletrar MUNDO de trás para frente)

EVOCAÇÃO

- Pergunte pelas três palavras ditas anteriormente (1 ponto por palavra).....()

LINGUAGEM

- Nomear um relógio e uma caneta.....()
- Repetir “nem aqui, nem ai, nem lá” (1 ponto)()
- Comando: “pegue este papel com a mão direita dobre ao meio e coloque no chão” (3 pontos)()
- Ler e obedecer “feche os olhos” (1 ponto).....()
- Escreva uma frase (1 ponto)()
- Copiar um desenho (1 ponto).....()

ESCORE: _____

6.3 ANEXO 3 – QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE NÍVEL DE ATIVIDADE FÍSICA (IPAQ) (VERSÃO CURTA)



QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA (VERSÃO CURTA)

Nome: _____

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

Para responder as questões lembre que:

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

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

1a. Em quantos dias da última semana você **CAMINHOU** por pelo menos 10

minutos contínuos em casa ou no trabalho, como forma de transporte para ir de um lugar para outro, por lazer, por prazer ou como forma de exercício?

dias ____ por **SEMANA** () Nenhum

1b. Nos dias em que você caminhou por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gastou caminhando **por dia**?

horas: ____ Minutos: ____

2a. Em quantos dias da última semana, você realizou atividades **MODERADAS** por pelo menos 10 minutos contínuos, como por exemplo, pedalar leve na bicicleta, nadar, dançar, fazer ginástica aeróbica leve, jogar vôlei recreativo, carregar pesos

leves, fazer serviços domésticos na casa, no quintal ou no jardim como varrer, aspirar, cuidar do jardim, ou qualquer atividade que fez aumentar **moderadamente** sua respiração ou batimentos do coração (**POR FAVOR NÃO INCLUA CAMINHADA**)

dias _____ por **SEMANA** () Nenhum

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

horas: _____ Minutos: _____

3a. Em quantos dias da última semana, você realizou atividades **VIGOROSAS** por pelo menos 10 minutos contínuos, como por exemplo, correr, fazer ginástica

aeróbica, jogar futebol, pedalar rápido na bicicleta, jogar basquete, fazer serviços domésticos pesados em casa, no quintal ou cavoucar no jardim, carregar pesos elevados ou qualquer atividade que fez aumentar **MUITO** sua respiração ou batimentos do coração.

dias _____ por **SEMANA** () Nenhum

3b. Nos dias em que você fez essas atividades vigorosas por pelo menos 10 minutos contínuos quanto tempo no total você gastou fazendo essas atividades **por dia?**

horas: _____ Minutos: _____

Estas últimas questões são sobre o tempo que você permanece sentado todo dia, no trabalho, na escola ou faculdade, em casa e durante seu tempo livre. Isto inclui o tempo sentado estudando, sentado enquanto descansa, fazendo lição de casa visitando um amigo, lendo, sentado ou deitado assistindo TV. Não inclua o tempo gasto sentando durante o transporte em ônibus, trem, metrô ou carro.

4a. Quanto tempo no total você gasta sentado durante um **dia de semana**?

_____ horas _____ minutos

4b. Quanto tempo no total você gasta sentado durante em um **dia de final de semana**?

_____ horas _____ minutos

PERGUNTA SOMENTE PARA O ESTADO DE SÃO PAULO

5. Você já ouviu falar do Programa Agita São Paulo? () Sim () Não

6. Você sabe o objetivo do Programa? () Sim () Não

6.5 ANEXO 4 - QUESTIONÁRIO ESPECÍFICO SOBRE QUEDAS

Nome: _____

Data de Nascimento: _____ **Telefone:** _____

Endereço: _____

Estado Civil: _____ **Escolaridade:** _____

Você sofreu alguma queda no último ano?

() Sim () Não

Se sim, informe o local:

() Dentro de casa () Fora de casa

O que sentiu no momento da queda:

() Tontura () Fraqueza () Perda de força () Outro _____

O que ocorreu com a queda:

() Fraturas () Machucados () Medo de cair novamente

() Dependência (temporária) para realizar as tarefas do dia a dia

Você tem alguma doença?

() Sim. Quais? _____ () Não

Você toma medicamentos diariamente?

() Sim. Quais? _____ () Não

6.6 ANEXO 5 – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO



**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS
DEPARTAMENTO DE EDUCAÇÃO FÍSICA**

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado a participar do estudo “**INFLUÊNCIA DE DIFERENTES TIPOS DE TREINAMENTO EM VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS E NO RISCO DE QUEDA DE IDOSOS**”. Neste sentido, pedimos que você leia este documento e esclareça suas dúvidas antes de consentir, com a sua assinatura, sua participação neste estudo.

Objetivos do Estudo:

- Analisar os efeitos de diferentes protocolos de treinamento, em variáveis biomecânicas e no risco de queda em idosos.
- Analisar os efeitos do destreino em variáveis biomecânicas e no risco de quedas em idosos.

Procedimentos:

- Participarão do estudo 60 indivíduos na faixa etária de 60 a 85 anos, e de 18 a 25 anos, os quais serão divididos aleatoriamente em 4 grupos: grupo treinamento com haste vibratória (GTHV), grupo treinamento com Pilates (GTP), grupo controle (GC) e grupo de jovens (GJ). Os exercícios serão executados com grau de dificuldade crescente entre as sessões de treinamento. Serão utilizados testes de marcha, equilíbrio postural, isocinético, economia de movimento, sentar e levantar e escala de Berg para avaliação dos voluntários em 3 momentos: avaliação inicial (realizada antes do início do treinamento), reavaliação 2 (após 8 semanas do treinamento), reavaliação 3 (após 8 semanas do final do treinamento).

Riscos e Benefícios do Estudo:

Riscos: Nenhuma das etapas da avaliação oferece nenhum risco grave à sua saúde, tão pouco o expõe a situações constrangedoras. Poderá ocorrer vermelhidão

no local da colocação dos eletrodos e possível dor muscular decorrente de atividade física, porém ambos prevalentes em curto período de tempo.

Benefícios: Este estudo almeja colaborar com o entendimento científico das variáveis biomecânicas e do risco de quedas de idosos submetidos a diferentes protocolos de treinamento, o que por consequência pode contribuir para reabilitação e treinamento.

Confidencialidade:

Ficará resguardado ao pesquisador responsável e protegidas de revelação não autorizada o uso das informações recolhidas.

Voluntariedade:

A recusa do indivíduo em participar do estudo será sempre respeitada, possibilitando que seja interrompida a rotina de avaliações a qualquer momento, a critério do indivíduo participante.

Novas informações:

A qualquer momento os indivíduos poderão requisitar informações esclarecedoras sobre o estudo, por meio de contato com os pesquisadores.

Contatos e Questões:

INFLUÊNCIA DE DIFERENTES TIPOS DE TREINAMENTO EM VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS E NO RISCO DE QUEDA DE IDOSOS.

Responsável: Prof. Dr. Mauro Gonçalves.

Mestrando: Luciano Fernandes Crozara

Telefones: (19) 35264308. Celular: (19) 82366851 (Luciano)

Universidade Estadual Paulista (UNESP)

Programa de Pós Graduação em Desenvolvimento Humano e Tecnologias

Av. 24-A, nº 1515. Laboratório de Biomecânica. Rio Claro. São Paulo.

6.7 ANEXO 6 – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA LOCAL

unesp

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



Rio Claro, 27/04/2009

Prezada senhora:

Encaminho a Vossa Senhoria para apreciação do Comitê de Ética em Pesquisa, o projeto intitulado "ANÁLISE DE VARIÁVEIS BIOMECÂNICAS E DO RISCO DE QUEDA DE IDOSOS SUBMETIDOS A PROTOCOLO DE TREINAMENTO DE EQUILÍBRIO COM HASTE VIBRATORIA", sob minha responsabilidade.

Coloco-me à disposição para eventuais esclarecimentos.

Atenciosamente,

Assinatura:

Nome do Pesquisador: Camilla Zanfolini Hallal

Visto:

Nome do Orientador: Mauro Gonçalves

Ilma. Sra.
Profa. Dra. MARIA IZABEL SOUZA CAMARGO
Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa
IB - UNESP - Rio Claro