

Correlação da força vertical de reação do solo e da velocidade angular do joelho de jovens e idosas durante descida de escada

Correlation between vertical ground reaction force and knee angular velocity of young and elderly individuals during stair descent

Danilo de Oliveira Silva^{1,3}
Débora Cristina Thomé²
Amanda Schenatto Ferreira^{2,3}
Fernando Amâncio Aragão^{2,3}

ARTIGOS ORIGINAIS / ORIGINAL ARTICLES

Resumo

Objetivo: Correlacionar a força vertical de reação do solo e da velocidade angular do joelho de jovens e idosas durante descida de escada. **Métodos:** A amostra foi dividida em dois grupos: Grupo Idosas (GI; n=10) e Grupo Jovens (GJ; n=16). Foi utilizada uma escada de teste composta por sete degraus, onde uma plataforma de força estava acoplada ao quarto degrau para aquisição dos dados cinéticos e determinação do momento de contato do pé com o degrau; também foi usado um sistema de cinemetria tridimensional, com quatro câmeras infravermelhas. As voluntárias desceram os degraus de forma contínua, com velocidade e ritmo autosselcionados. Para comparação dos dados, foi utilizado o teste *t* Student para amostras independentes e para a correlação das variáveis, o teste de correlação de Pearson, adotando nível de significância $\alpha=0,05$. **Resultados:** Os resultados mostraram diferença significativa para a média dos picos das velocidades angulares do joelho, com o GJ apresentando maior pico ($240,7\pm 10,5$ g/s) comparado ao GI ($186,4\pm 13,2$ g/s). Em relação ao pico de força vertical (F_z), o GJ obteve maior magnitude de força ($1,39\pm 0,03$) comparado ao GI ($1,15\pm 0,02$), apresentando diferença significativa ($p=0,00$). Os resultados apontaram ainda uma correlação positiva entre as variáveis ($r=0,4$). **Conclusão:** Os resultados indicam que idosas apresentam menor velocidade angular de joelho e menor força vertical durante descida de escadas comparadas a jovens, e que há correlação entre as variáveis.

Palavras-chave: Fenômenos Biomecânicos; Cinética; Envelhecimento.

Abstract

Objective: To analyze the relationship between vertical ground reaction force and knee angular velocity of young and elderly persons during stair descent. **Methods:** The sample consisted of two groups: the Elderly Group (EG; n=10) and the Young Group (YG; n=16). A ladder test consisting of seven steps, with a force plate coupled to the fourth step to acquire kinetic data and determine the moment of foot contact with the step, was

Key words: Biomechanical Phenomena; Kinetics; Aging.

¹ Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Programa de Pós-graduação em Fisioterapia, Laboratório de Biomecânica e Controle Motor. Presidente Prudente, SP, Brasil.

² Universidade Estadual do Oeste do Paraná, Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, Departamento de Fisioterapia. Cascavel, PR, Brasil.

³ Universidade Estadual do Oeste do Paraná, Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, Departamento de Fisioterapia, Laboratório de Pesquisa do Movimento Humano. Cascavel, PR, Brasil.

used, as well as a system of three-dimensional kinematics with four infrared cameras. The volunteers descended the stairs continuously, at a self-selected speed and pace. The Student's t-test was used for independent samples and the Pearson correlation test was used to test the correlation of the variables, with a level of significance of $\alpha=0.05$. *Results:* The results showed a significant difference between the YG group (240.7 ± 10.5 g/s) and the EG group (186.4 ± 13.2 g/s) for mean peak knee angular velocity. Regarding peak vertical force (Fz), YG had a higher magnitude of force (1.39 ± 0.03) than EG (1.15 ± 0.02), with a significant difference between the groups ($p=0.00$). The results also showed a positive correlation between variables ($r=0.4$). *Conclusion:* The results indicate that elderly persons have a lower knee angular velocity and lower vertical force during stair descent than young people and that there was a correlation between the variables.

INTRODUÇÃO

Durante o processo de envelhecimento ocorre uma série de alterações morfofuncionais, dentre as quais se destaca o declínio do sistema musculoesquelético, o qual apresenta diminuição tanto da força quanto da massa muscular, seja pela atrofia seja pela redução do número de fibras musculares.^{1,2} Esse processo não é específico apenas de cada indivíduo, mas também de cada grupo muscular.³ Essa perda, particularmente em membros inferiores, repercute principalmente sobre a marcha, o que acaba limitando a funcionalidade dos idosos.⁴

Ao longo do ciclo da vida, a locomoção é uma das ações mais realizadas pelos seres humanos. Diariamente, o sistema locomotor humano é desafiado a transpor diferentes tipos e níveis de terreno.^{5,6} Para os idosos, a transposição de pisos é um dos grandes desafios encontrados durante a locomoção, sendo a subida e a descida de escadas relatadas como uma das cinco tarefas mais difíceis desempenhadas na terceira idade.^{7,8}

Estudos apontam que esses lugares são os responsáveis pelos maiores índices de quedas nessa faixa etária.⁹ Dentre as mortes de idosos decorrentes de quedas, 10% ocorrem na transposição de escadas.¹⁰ É de considerável importância verificar que acidentes durante a descida na escada são três vezes mais comuns que durante a subida, apresentando incidência de 75% e 23%, respectivamente.^{11,12} Destaca-se ainda que na descida de escadas os acidentes resultam em lesões mais sérias.¹³

Templer¹³ relata que há alguns momentos durante a descida de escadas em que o risco de ocorrência de queda é maior, por exemplo: quando a perna de oscilação entra em contato com o degrau seguinte e toda a massa do corpo é transferida; quando há perda de contato de um pé com o solo; e em momentos em que o pé de oscilação choca-se com as bordas de um degrau.¹³

A velocidade com que o membro inferior oscila, nesse caso, poderia influenciar diretamente sua capacidade de aterrissagem. Velocidades maiores de deslocamento do membro inferior, por exemplo, requerem maior controle do sistema motor, caso contrário, no momento do contato com o solo, velocidades horizontais aumentadas podem causar um deslizamento do pé. Não obstante, velocidades verticais aumentadas também estão relacionadas a maiores sobrecargas nas articulações no momento do contato.¹⁴

Durante a descida de escadas são realizadas contrações excêntricas dos músculos reto femoral, vasto lateral, sóleo e gastrocnêmio medial, que agem contra a força da gravidade. No entanto, é durante o rebaixamento controlado da fase de apoio que ocorre a maior atividade excêntrica de quadríceps, visando ao controle da flexão do joelho e minimizando o impacto do pé contra o solo.^{15,16}

McFadyen & Winter¹⁵ descrevem o primeiro pico da força vertical da locomoção como sendo o efeito da acomodação da carga, compreendendo o momento de contato do pé com o solo até a saída do pé contralateral, e o segundo pico, como

rebaixamento controlado, fase que envolve o apoio médio e o início da oscilação.

Apesar de a força vertical de reação do solo manter, tanto no andar plano como na descida de escadas, dois picos, é importante destacar que na descida de escadas o primeiro pico vertical é maior e o segundo pico, menor, quando comparamos com a marcha realizada em piso plano.¹⁷ As forças horizontais também revelam diferenças. Durante a descida, o impulso de frenagem é igual ao do plano, mas o impulso propulsivo é menor.^{17,18} Essas considerações são importantes para que se possa entender as diferenças biomecânicas relacionadas ao gesto de descida de escada, demonstrando que as atividades de deslocamento no plano e em degraus são tarefas distintas e com demandas diferentes para o corpo. Além disso, estudos anteriores já mostraram que transpor escadas é uma tarefa consideravelmente mais exigente quando comparada à caminhada em superfície plana.^{17,19-21}

Na idade avançada, o deslocamento sobre escadas torna-se uma atividade difícil.^{8,22} Larsen et al.²³ avaliaram o efeito do envelhecimento por meio da mensuração das forças verticais de reação do solo (FRS) durante atividades em escada em diferentes velocidades. Durante a subida com velocidade máxima, os idosos estudados apresentaram uma redução de 28% a 35% da FRS em todas as fases examinadas.

Conforme citado, as perdas motoras durante o envelhecimento são complexas e, apesar de a força muscular ser a mais afetada independentemente da velocidade utilizada, as perdas funcionais são resultado de um conjunto de fatores envolvidos no processo de envelhecimento.²⁴ Essas perdas podem levar a limitações na capacidade de realizar atividades da vida diária e na mobilidade, que, por sua vez, leva à diminuição da independência.^{25, 26} Assim, a análise biomecânica da marcha humana faz-se importante, pois permite obter uma medida quantitativa de mobilidade. Além disso, está bem caracterizado que o risco de quedas de idosos em atividades relacionadas à subida e descida de escadas é maior que o encontrado durante o deslocamento em ambientes planos. Portanto,

o objetivo deste estudo foi correlacionar a força vertical de reação do solo e da velocidade angular do joelho de jovens e idosos durante descida de escada.

METODOLOGIA

A amostra do estudo foi composta por 10 idosos com idades entre 60 e 75 anos, que compreenderam o Grupo Idosas (GI), e 16 mulheres jovens com idades entre 18 e 25 anos, que fizeram parte do Grupo Jovens (GJ), ambos submetidos à tarefa de descida de escada. Para o cálculo amostral, optou-se pelos resultados da variável (pico de velocidade angular do joelho), disponível na literatura, com maior desvio-padrão (14,1) e menor diferença a ser detectada (56°/s), para um teste com poder de 80% ($1-\beta=0,80$) e $\alpha=0,05$, bicaudal; o tamanho da amostra calculado foi de nove indivíduos em cada grupo. As coletas de dados ocorreram no período de setembro de 2013 a janeiro de 2014.

Foram incluídas no GJ voluntárias híginas com idades entre 18 e 25 anos, sem histórico de lesões osteomusculares nos membros inferiores. No GI foram incluídas voluntárias sem doenças conhecidas, com idades entre 60 e 75 anos e que apresentassem padrão normal de marcha durante descida de escada. Foram excluídas do estudo voluntárias que utilizassem órteses para locomoção, com relato de doenças osteoarticulares de membros inferiores ou de cirurgias de qualquer natureza relacionadas a membro inferior.

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual do Oeste do Paraná, parecer nº 111/2013. Todas as voluntárias assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Para a realização do estudo, foi construída e instrumentada uma escada que possibilitou a execução do gesto de descida o mais próximo possível do normal. A elaboração da escada atendeu às recomendações de Yu et al.,²¹ e foi confeccionada em base de madeira, com sete degraus de 18 cm de altura, 28 cm de profundidade

e com largura de 1 m, com um corrimão para propiciar segurança aos voluntários; uma plataforma de força de 46 cm x 49 cm (OR6-6 AMTI, EUA) foi camuflada por um tapete de borracha preto e alocada no centro do quarto degrau da escada. Antes do primeiro degrau e após o último, havia um espaço livre com dois metros de comprimento para que as voluntárias iniciassem e terminassem o movimento com uma breve caminhada. Essas dimensões obedeceram ainda às normas propostas pela NBR 9077/1993 para a construção de escadas.

Uma ficha de identificação e avaliação pessoal foi utilizada para o registro de dados individuais das participantes e medidas antropométricas. Por meio da ficha foram obtidos dados relativos à identificação das participantes, tais como: nome, idade, sexo, estatura e massa corporal, diâmetro do joelho e tornozelo e a distância em centímetros (cm) da espinha ílica ântero-superior (EIAS) ao maléolo medial.

Para determinar a dominância do membro inferior, foi utilizado o inventário de Waterloo,²⁷ teste validado composto por 12 questões que abordam o uso dos membros para determinadas atividades diárias, como chutar uma bola, subir em uma cadeira e matar um inseto.

As variáveis mecânicas atreladas aos deslocamentos dos segmentos corporais foram obtidas a partir de dados cinemáticos coletados por um sistema optoeletrônico de cinemática tridimensional VICON MX (*Vicon Motion Systems Inc.*, Denver-EUA), com quatro câmeras infravermelhas do tipo Bonita 10®, com frequência de amostragem de 100 Hz e resolução de 1 MP.

As quatro câmeras registraram a cinemática de 15 marcadores reflexivos colocados bilateralmente na pele das participantes, que definiram os segmentos envolvidos na pelve, pernas e pés baseado em modelo biomecânico de 15 segmentos (*Plug-in-Gait SACR*, *Vicon*), que calcula a cinemática articular a partir das orientações espaciais dos marcadores (coordenadas X, Y e Z) e das medidas antropométricas da voluntária.

Dessa maneira, a disposição das câmeras na área de coleta foi dada de modo que, a todo o momento durante a tarefa, pelo menos duas câmeras capturassem cada marcador durante a fase de apoio sobre o degrau que possuía a plataforma de força instrumentada na escada.

O espaço de captura do movimento compreendeu o volume de captura, cercado pelas câmeras, ao longo do quarto degrau da escada. A calibração permitiu definir o volume de captura e a posição relativa e orientação das câmeras. Antes da captura cinemática, foram realizadas as calibrações dinâmica e estática das câmeras, utilizando uma vara de calibração em forma de “I” predefinida pelo sistema. Durante a calibração de origem do sistema, a vara era posicionada em um degrau da escada, demarcando assim a origem das coordenadas para as câmeras. Para o volume de captura de cada câmera foi aceito erro menor que 0,08 mm.

A plataforma de força foi utilizada para aquisição dos dados cinéticos de forças de reação do solo (FRS) e determinação do momento em que a voluntária tocava o degrau da escada. Os sinais da plataforma de força foram capturados em um módulo da própria plataforma por meio do *software* AMTI *Netforce*, com frequência de amostragem de 100 Hz.

Antes da coleta de dados propriamente dita, o ambiente e as voluntárias foram preparados. O ambiente estava controlado em relação à iluminação e organização, mascarando os instrumentos de medida. As voluntárias estavam vestindo roupas curtas de ginástica para facilitar as medidas antropométricas e colocação dos marcadores reflexivos, que foram fixados nos seguintes pontos: sacro, espinhas ilíacas ântero-superiores, coxa, linha articular do joelho, perna, maléolo lateral, calcâneo e cabeça do segundo metatarso. Os marcadores foram colocados bilateralmente, exceto o sacro. Posteriormente, as voluntárias foram orientadas a treinar a atividade de descer a escada para familiarização do procedimento e para que durante a descida atingissem a plataforma com a perna dominante. Após esse procedimento e estando seguras sobre

a atividade que deveriam desempenhar, foram iniciadas às coletas de dados.

A partir do ponto mais alto da escada, as participantes executaram uma pequena caminhada até chegar ao primeiro degrau, e, a partir daí, começaram a descer de forma contínua, com velocidade e ritmo autosselecionados, de maneira a assemelhar-se à atividade normal do dia a dia. Ao chegar ao último degrau, continuaram o movimento com uma pequena caminhada no solo por, pelo menos, mais dois metros. O movimento de descida foi executado até que se obtivessem três gestos completos para as análises biomecânicas.

A plataforma de força permitiu a determinação das componentes verticais e horizontais da FRS. Como o objetivo foi utilizar a plataforma de força para determinar o momento que o pé toca a plataforma de força, o interesse nesse caso foi obter a componente vertical da força de reação do solo (F_z) nos GJ e GI. Os dados provenientes da plataforma de força foram processados utilizando os *softwares* AMTI *Bioanalysis*[®] (AMTI, EUA). Os sinais foram filtrados digitalmente com filtro tipo *Butterworth* de ordem 4 e passa baixa de 5 Hz e, em seguida, normalizados pela massa do indivíduo.

Os sinais relacionados à cinemática do movimento de descida de escada foram utilizados para reconstrução tridimensional do modelo biomecânico e cálculo da velocidade angular da articulação do joelho. Os sinais foram cortados com base no apoio do membro sobre a plataforma

de força, assim, a sequência de movimento analisada compreendeu desde o momento em que o membro dominante transpassa o não dominante até o momento em que o mesmo atinge a plataforma no degrau exatamente abaixo (4° degrau), descarregando, desse modo, completamente seu peso. A reconstrução dos dados cinemáticos e a obtenção das velocidades angulares foram feitas utilizando o *software* *Vicon Nexus*[®] 1.8 (Vicon Motion Systems Inc, EUA), e posteriormente exportados em arquivos de texto para o pacote *Microsoft Office Excel*[®].

A normalidade dos dados foi testada pelo teste Shapiro-Wilk; como se obteve $p=0,567$ e $W=0,862$, foi realizada análise descritiva dos dados em média e desvio-padrão. Para análise inferencial e comparações da velocidade angular, posição articular do joelho e pico da força vertical de reação do solo (F_z), foi utilizado o teste *t* Student para amostras independentes. Para a obtenção da existência de correlação entre as variáveis velocidade angular e pico da força vertical de reação do solo, foi utilizado o teste de correlação de Pearson. Todas as análises foram conduzidas no pacote estatístico SPSS v17 e em todas as comparações foi adotado um nível de significância $\alpha=0,05$.

RESULTADOS

Os dados referentes à idade, massa corporal e estatura das voluntárias podem ser visualizados na tabela 1.

Tabela 1. Estatística descritiva para as variáveis idade, massa corporal e estatura. Cascavel, PR, 2014.

Grupo	Variáveis	Média	dp
GJ	Idade	21,52	1,09
	Massa corporal (kg)	60,22	7,61
	Estatura (m)	1,64	0,03
GI	Idade	66,83	4,34
	Massa corporal (kg)	66,69	9,76
	Estatura (m)	1,59	0,03

GJ= grupo jovens; GI= grupo idosas; dp= desvio-padrão; kg= quilogramas; m= metros.

Os resultados descritivos e comparativos das variáveis de interesse estão representados na tabela 2. Pode-se observar que em relação ao pico da velocidade angular houve uma diferença entre os grupos ($p=0,02$), com o GJ apresentando maior média de velocidade comparado ao GI. Além disso, a posição articular do joelho mostrou-

se mais fletida no momento em que o pico da velocidade angular é atingido durante a descida de escada para o GI comparado ao GJ (tabela 2). Em relação ao pico de força vertical normalizada (Fz), o GJ obteve maior magnitude de força (1,39), comparado ao GI (1,15), registrando diferença significativa ($p=0,00$).

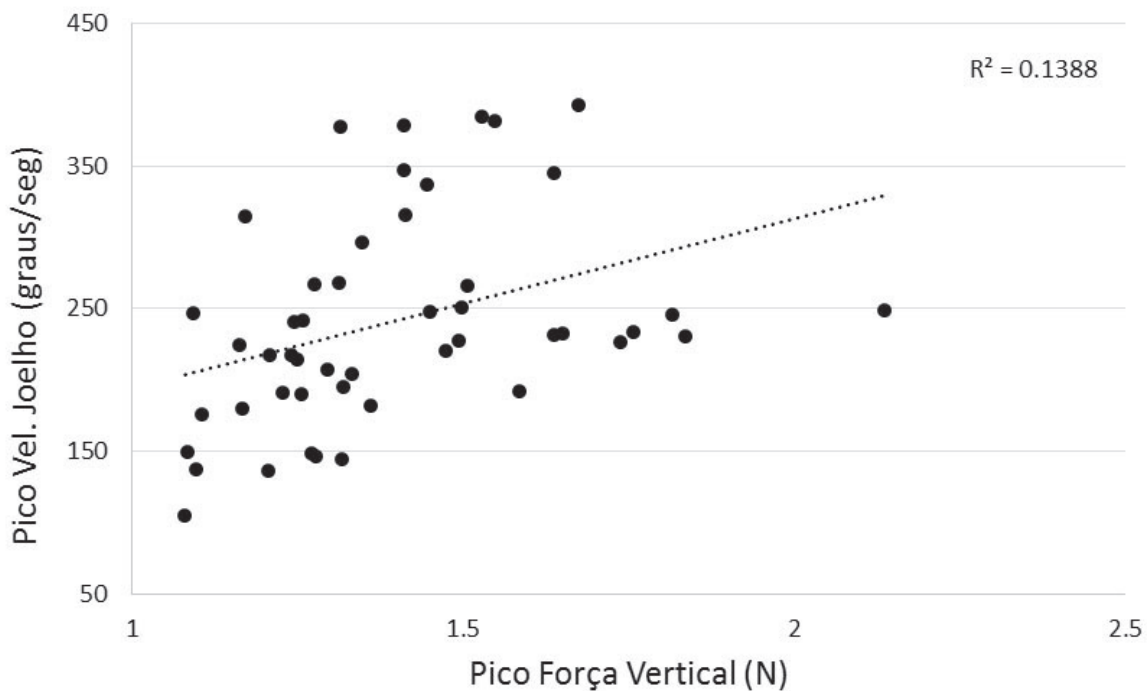
Tabela 2. Dados descritivos e comparativos das variáveis. Cascavel, PR, 2014.

Variáveis	Grupo	Amostra	Média	dp	<i>p</i>
PicoVel (g/s)	GJ	16	240,72	10,50	0,02*
	GI	10	186,47	13,20	
PosArtJoe (°)	GJ	16	59,51	1,86	0,00*
	GI	10	70,81	1,96	
PicoFz (%)	GJ	16	1,39	0,03	0,00*
	GI	10	1,15	0,02	

GJ= grupo jovens; GI= grupo idosos; PicoVel (g/s)= pico da velocidade angular em graus/segundo; PosArtJoe (°)= posição articular do joelho em graus; PicoFz (%)= primeiro pico da força vertical de reação do solo normalizado pela massa de cada sujeito; dp= desvio-padrão; *p*= valor de significância; *diferenças significativas encontradas ($p<0,05$).

O teste de correlação de Pearson apresentou resultado estatisticamente significativo ($p=0,000$), com correlação positiva ($r=0,4$) (figura 1), mostrando a existência de correlação

direta entre a velocidade angular e a força vertical de reação do solo das voluntárias no momento de toque do pé no degrau inferior da escada.



A linha tracejada representa a projeção da regressão linear da amostra, demonstrando a correlação positiva entre as variáveis.

Figura 1. Correlação entre o pico da velocidade angular do joelho e a força vertical de reação do solo em um degrau na descida de escada. Cascavel, PR, 2014.

DISCUSSÃO

A locomoção sobre escadas exige grande demanda musculoesquelética e cardiovascular do indivíduo, além de requerer informações dos sistemas proprioceptivo, visual e vestibular em vários estágios da tarefa. O envelhecimento gera declínio musculoesquelético e deficiências no sistema sensorial, comprometendo a capacidade de geração de força e potência muscular.¹⁰ Como consequência, a tarefa de descer escadas torna-se proporcionalmente mais difícil para essa população.²⁸

Neste estudo, os resultados obtidos demonstram que o pico de velocidade angular do joelho de idosos é menor quando comparado ao de jovens. Em estudo semelhante, De Carli²⁹ analisou a descida de escada de dois grupos distintos de idosos, e não foram observadas

diferenças nos parâmetros espaço-temporais da marcha, deixando claro que a diferença de idade da amostra do presente estudo foi, provavelmente, o fator determinante para os resultados distintos encontrados entre os grupos.

A maior capacidade de produzir força e potência muscular pode influenciar a capacidade de equilíbrio¹⁶ e alterar a velocidade de deslocamento em escadas. Como as alterações provenientes do envelhecimento acarretam o declínio dessas habilidades nessa população, isso poderia explicar o fato de as idosas apresentarem um pico de velocidade menor. Larsen et al.³⁰ realizaram um treino de potência de 12 semanas com 23 idosos e detectaram melhoras na potência muscular e nas taxas de carregamento e descarregamento de peso, os quais foram associados a um aumento da velocidade de subida da escada. Além disso, aumentos na velocidade e diminuições no tempo

de subida têm sido associados à diminuição do risco de quedas na transposição de obstáculos.³⁰ Tal resultado sugere que o treinamento de força pode ser um determinante para diminuição das quedas de idosos em escadas, tanto na subida quanto na descida.

A cinemática da posição articular do joelho na descida de escada apontou diferença significativa entre os grupos, com o GI apresentando padrão mais acentuado de flexão do joelho durante a execução da tarefa. Outros estudos que relacionaram a descida de escada de jovens e de idosos encontraram resultados similares relacionados à capacidade de cumprir com as demandas dessa tarefa.³¹⁻³³ Entretanto, os idosos operam, proporcionalmente, muito próximo das suas máximas amplitudes articulares em comparação a jovens, o que torna a descida da escada propícia a quedas.^{32,33}

Com relação ao pico da força vertical de reação do solo, a literatura traz evidências contrárias ao resultado encontrado neste estudo, relatando que o aumento da idade não interfere na magnitude da FRS exercida durante a descida da escada. Diferentemente da subida, a descida da escada é caracterizada por contrações predominantemente excêntricas dos músculos dos membros inferiores no intuito de reduzir os torques flexores.³³ Com o avanço da idade há menor diminuição da força excêntrica quando comparada às reduções da força concêntrica. Enquanto na força excêntrica as reduções são de aproximadamente nove newtons por década, as reduções na força concêntrica são de aproximadamente 30 newtons por década.³¹ Essas evidências foram comprovadas no estudo de Reeves et al.,³³ no qual foram encontrados resultados semelhantes nas FRS entre jovens e idosos. Em trabalho de Christina & Cavanagh,¹⁷ não foram verificadas diferenças nas FRS na descida de escadas, com exceção da diminuição do segundo pico de força horizontal, o que mostrou um perfil mais conservador por parte dos idosos.

No entanto, no presente estudo houve diferença entre os grupos, com os idosos apresentando menor pico de força vertical.

Uma hipótese para esse achado seria de que as idosas apresentam marcha mais cautelosa como estratégia compensatória às alterações decorrentes do processo de envelhecimento. Outra hipótese seria de que as forças de reação do solo são velocidades dependentes.¹⁷ O estudo mostrou que a velocidade angular dos idosos foi menor em comparação à dos jovens, o que também poderia explicar o menor pico de força vertical de reação do solo no momento do apoio.

Os resultados mostraram ainda que houve correlação positiva entre a velocidade angular do joelho e a força vertical de reação do solo, indicando que maiores velocidades angulares estão associadas à maior força de reação do solo, em ambos os grupos. Nesse sentido, De Carli²⁹ encontrou, em seu estudo, menores forças de reação do solo associadas à menor velocidade angular de deslocamento. Apesar de esse achado se referir ao momento da subida, ele apoia os resultados obtidos nesse estudo para o momento da descida.

Uma limitação do presente estudo que se revelou nas análises foi o fato de ter sido utilizada apenas uma plataforma de força, o que não permitiu a análise do ciclo completo de uma passada em degraus durante a descida, como realizado no estudo de De Carli.²⁹ Além disso, a velocidade da marcha das idosas durante a descida foi outra limitação encontrada, uma vez que não havia como predeterminar a velocidade de descida para cada voluntária; assim, a velocidade autosselecionada por elas estava suscetível à variabilidade intrapessoal. Caso a opção fosse pela utilização de um sistema que controlasse a velocidade, alterando o padrão fisiológico, a suscetibilidade à queda do grupo de idosas aumentaria de forma significativa.

Enfim, este estudo demonstrou diferenças entre jovens e idosas, e deixa a perspectiva sobre a possibilidade da utilização dos métodos descritos para caracterização biomecânica (cinética e cinemática) da descida de escada, visando à estruturação de programas de treinamento focados nas deficiências identificadas, de modo

a diminuir o risco de quedas durante a realização dessa atividade que é muito comum no cotidiano das pessoas.

CONCLUSÃO

Com base nos resultados encontrados, pode-se concluir que idosos apresentam menor pico de

velocidade angular do joelho na fase de balanço quando comparadas a jovens durante a descida de escada, momento em que o risco de quedas é grande na população idosa, bem como menor força vertical de reação do solo na fase de apoio, e que essas duas variáveis associadas apresentam uma correlação positiva, indicando que quanto maior a velocidade angular, maior será a força de reação do solo.

REFERÊNCIAS

1. Matsudo SSM, Matsudo VKR, Barros Neto TL. Impacto do envelhecimento nas variáveis antropométricas, neuromotoras e metabólicas da aptidão física. *Rev Bras Ciênc Mov* 2000;8(4):21-32.
2. Brown LA, Gage W, Polych MA, Sleik RJ, Winder TR. Central set influences on gait: age-dependent effects of postural threat. *Exp Brain Res* 2002;145: 286-296.
3. Carvalho J, Soares JMC. Envelhecimento e força muscular: breve revisão. *Rev Port Ciênc Desporto* 2004;4(3):79-93.
4. Janssen I, Steven BH, Zimian W, Robert R. Skeletal muscle mass and distribution in 468 men and women aged 18-88 yr. *J Appl Physiol* 2000;89(1):81-8.
5. Noble JW, Prentice SD. Intersegmental coordination while walking up inclined surfaces: age and ramp angle effects. *Exp Brain Res* 2008;189: 249-55.
6. Prentice SD, Hasler EM, Groves JJ, Frank JS. Locomotor adaptations for changes in the slope of the walking surface. *Gait Posture* 2004;20(3):255-65.
7. Sheehan RC, Gottschall JS. At similar angles, slope walking has a greater fall risk than stair walking. *Appl Ergon* 2012;43(3):473-8.
8. Williamson JD, Fried LP. Characterization of older adults who attribute functional decrements to "Old Age". *J Am Geriatr Soc* 1996;44(12):1429-34.
9. Souza RM, Rodacki ALF. Análise da marcha no plano inclinado e declinado de adultas e idosas com diferentes volumes de atividades semanais. *Rev Bras Med Esporte* 2012;18(4):256-60.
10. Startzell JK, Owens DA, Mulfinger LM, Cavanagh PR. Stair negotiation in older people: a review. *J Am Geriatr Soc* 2000;48(5):567-80.
11. Svanstrom L. Falls on stairs: an epidemiological accident study. *Scand J Socl Med* 1974;2(3):113-20.
12. Tinetti ME, Speechley M, Ginter SF. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. *N Engl J Med* 1988;319(26):1701-7.
13. Templer JA. The staircase: studies of hazards, falls, and safer design. Massachusetts: MIT; 1992.
14. Patla AE, Rietdyk S. Visual control of limb trajectory over obstacles during locomotion: effect of obstacle height and width. *Gait Posture* 1993;1(1):45-60.
15. Mcfadyen BJ, Winter DA. An integrated biomechanical analysis of normal stair ascent and descent. *J Biomech* 1988;21(9):733-44.
16. Hinman RS, Cowan SM, Crossley KM, Bennell KL. Age-related changes in electromyographic quadriceps activity during stair descent. *J Orthop Res* 2005;23(2):322-6.
17. Christina KA, Cavanagh PR. Ground reaction forces and frictional demands during stair descent: effects of age and illumination. *Gait Posture* 2002;15(2):153-58.
18. Riener R, Rabuffetti M, Frigo C. Stair ascent and descent at different inclinations. *Gait Posture* 2002;15(1):32-44.
19. Benson LC, Desjardins JD, Harman MK, Laberge M. Effect of stair descent loading on ultra-high molecular weight polyethylene wear in a force-controlled knee simulator. *Proc Inst Mech Eng [H]* 2002;216(6):409-18.
20. Archea JC. Environmental factors associated with stair accidents by the elderly. *Clin Geriatr Med* 1985;1(3):555-69.
21. Yu B, Kienbacher T, Growney ES, Johnson ME, An KN. Reproducibility of the kinematics and kinetics of the lower extremity during normal stair-climbing. *J Orthop Res* 1997;15(3):348-52.
22. Garcia R, Leme MD, Garcez-Leme LE. Evolution of brazilian elderly with hip fracture secondary to a fall. *Clinics* 2006;61(6):539-44.

23. Larsen AH, Puggaard L, Hamalainen U, Aagaard P. Comparison of ground reaction forces and antagonist muscle coactivation during stair walking with ageing. *J Electromyogr Kinesiol* 2008;18(4):568-80.
24. Silva CR, Silva DO, Ferrari D, Negrão Filho RF, Alves N, De Azevedo FM. Exploratory study of electromyographic behavior of the vastus medialis and vastus lateralis at neuromuscular fatigue onset. *Motriz Rev Educ Fís* 2014;20(2):213-20.
25. Fried LP, Fettucci L, Darer J, Williamson JD, Anderson G. Untangling the concepts of disability, frailty, and comorbidity: implications for improved targeting and care. *J Gerontol Ser A Biol Sci Med Sci* 2004;59(3):255-63.
26. Guralnik JM, Ferrucci L, Simonsick EM, Salive ME, Wallace RB. Lower-extremity function in persons over the age of 70 years as a predictor of subsequent disability. *New Engl J Med* 1995;332(9):556-61.
27. Elias LJ, Brydenm MP, Bulman-Fleming B. Footedness is a better predictor than is handedness of emotional lateralization. *Neuropsychologia* 1998; 36(1):37-43.
28. Frontera WR, Hughes VA, Fielding RA, Fiatarone MA, Evans WJ, Roubenoff R. Aging of skeletal muscle: a 12-yr longitudinal study. *J Appl Physiol* 2000;88:1321-26.
29. De Carli JVM. Análise da marcha de idosos com diferentes níveis de funcionalidade na transição entre o terreno plano e a escada [dissertação]. Curitiba: Universidade Federal do Paraná; 2013.
30. Larsen AH, Caserotti P, Puggaard LIS, Aagaard PER. Stair-ascent performance in elderly women: effect of explosive strength training. *J Aging Phys Act* 2011;19(2):117-36.
31. Hortobágyi T, Mizelle C, Beam S, Devita P. Old adults perform activities of daily living near their maximal capabilities. *J Gerontol Ser A Biol Sci Med Sci* 2003;58(5):453-60.
32. Mian OS, Thom JM, Narici MV, Baltzopoulos V. Kinematics of stair descent in young and older adults and the impact of exercise training. *Gait Posture* 2007;25(1):9-17.
33. Reeves N, Spanjaard M, Mohagheghi AA, Baltzopoulos V, Maganaris CN. The demands of stair descent relative to maximum capacities in elderly and young adults. *J Electromyogr Kinesiol* 2008;18(2):218-27.

Recebido: 30/6/2014

Revisado: 19/12/2014

Aprovado: 12/3/2015