

# ANÁLISE DA MARCHA NO PLANO INCLINADO E DECLINADO DE ADULTAS E IDOSAS COM DIFERENTES VOLUMES DE ATIVIDADES SEMANAIS

APARELHO LOCOMOTOR  
NO EXERCÍCIO E NO ESPORTE



ARTIGO ORIGINAL

GAIT ANALYSIS ON INCLINE AND DECLINE SURFACES OF ADULT AND ELDERLY WOMEN  
WITH DIFFERENT VOLUME OF WEEKLY ACTIVITIES

Ricardo Martins de Souza<sup>1</sup>  
André Luiz Félix Rodacki<sup>2</sup>

1. Educação Física, Faculdades Integradas do Brasil – UniBrasil – Curitiba, PR.  
2. Educação Física, Universidade Federal do Paraná – UFPR – Curitiba, PR.

## Correspondência:

Rua Virgínia Dalabona, 1.202, casa 65, bairro Orleans. 82310-390. Curitiba, PR  
E-mail: profricardo2006@yahoo.com.br

## RESUMO

A marcha é um dos mais naturais movimentos humanos, porém com o envelhecimento, sua eficiência vai se reduzindo, principalmente durante a transposição de superfícies inclinadas, onde o risco de acidentes aumenta. Objetivo: Avaliar as diferenças do padrão da marcha de indivíduos idosos ativos (ATI) e sedentários (SED) em relação aos indivíduos adultos (ADU) durante a locomoção em um terreno inclinado (rampa). Métodos: Quarenta e cinco indivíduos (15 ADU, 15 ATI e 15 SED) caminharam, subindo e descendo uma rampa com 10% de inclinação. A análise cinemática (Vicon MX-13) e cinética (Plataforma de Força AMTI) de variáveis relacionadas com a marcha foi realizada. Resultados: Foram identificadas reduções na amplitude e potência do impulso ao redor do tornozelo dos indivíduos SED e ATI em comparação aos ADU durante a subida da rampa. Na descida, as principais diferenças entre o grupo ADU e os grupos SED e ATI foram com relação à velocidade de deslocamento, provavelmente por limitações musculares de ordem elástica, principalmente ao redor do quadril. Conclusão: Aparentemente, o nível de atividades físicas não influenciou a marcha dos SED e ATI; entretanto, uma limitação do IPAQ de conseguir classificar adequadamente diferentes níveis de atividades físicas pode ter influenciado o resultado. Futuros estudos longitudinais nos quais os indivíduos são submetidos a diferentes volumes de atividades físicas diárias são necessários para que os resultados aqui encontrados possam ser confirmados.

**Palavras-chave:** rampa, cinemática, atividade física, cinética.

## ABSTRACT

*Walking is one of the most natural human movements; however, its efficiency decreases with age progression, mainly during the transposition of incline surfaces, where the risk of accident increases. Objective: To evaluate the differences in gait patterns between active (ACT) and sedentary (SED) elderly compared to adult individuals (ADU) during locomotion on incline surface (ramp). Methods: Forty-five subjects (15 ADU, 15 ACT and 15 SED) walked up and down a ramp with 10% of inclination. The kinematic (Vicon MX-13) and kinetic (Force Plate AMTI) analysis of the gait variables was performed. Results: Reduction on amplitude and impulse power around SED and ACT ankle was identified during the incline gait on the ramp compared with ADU. Major differences between ADU and SED/ACT groups concerning displacement velocity during decline gait were identified, probably due to elastic muscle limitations around the hip. Conclusion: Apparently, the level of physical activity does not influence on the SED and ACT gait; however, an IPAQ limitation in accurately classify this level, may have affected the results. Future longitudinal studies in which individuals are submitted to different physical activity volume are necessary to confirm these findings.*

**Keywords:** ramp, kinematics, physical activity, kinetics.

## INTRODUÇÃO

A incidência de quedas aumenta acima dos 65 anos e possui severas consequências em termos de morbidade, mortalidade e custos associados<sup>1,2</sup>. Algumas análises têm revelado que aproximadamente 25% das pessoas com mais de 65 anos e 35% das pessoas com mais de 75 anos sofrem, em média, uma queda por ano<sup>3</sup>. Nos Estados Unidos, aproximadamente 10% dos casos de morte ocorridos no ambiente de trabalho (6.083 casos), 590 mortes (~10%) foram ocasionadas por quedas, independente da faixa etária. Dentre essas mortes, a grande maioria (~85%) foi registrada durante a transposição de pisos em diferentes níveis, como rampas, degraus e escadas<sup>4</sup>. Logo,

a transposição de níveis requer especial atenção, especialmente de idosos, que possuem maior risco de quedas quando comparados aos jovens, sendo que essa atividade demanda esforços expressivamente maiores do que aqueles observados no terreno plano<sup>5</sup> e constituem um desafio considerável.

As rampas oferecem uma opção mais acessível na transposição de desníveis, todavia, a mudança de nível durante a locomoção ainda representa um desafio que é fortemente influenciado pelas características físicas do plano inclinado. No Brasil, a ABNT<sup>6</sup> determina os parâmetros associados ao tamanho e à inclinação máxima da rampa. Entretanto, o comportamento da marcha dos idosos durante a transposição de superfícies inclinadas ainda tem sido descrito de forma bastante limitada.

Uma das maiores limitações no entendimento sobre a marcha em terreno inclinado é que a maior parte dos estudos analisou indivíduos jovens e saudáveis<sup>7-11</sup>. Em situações de maior desafio, como ocorre em planos inclinados, acentuadas modificações no padrão normal da marcha dos idosos podem ocorrer, principalmente em função das limitações mecânicas e neuromusculares que acompanham o envelhecimento<sup>12,13</sup>. Similarmente ao que ocorre no plano, espera-se que um padrão senil de locomoção em superfícies inclinadas seja menos seguro e no qual os idosos são mais suscetíveis às quedas quando comparados aos jovens.

A atividade física tem sido proposta como uma forma efetiva de melhorar a capacidade de realizar atividades diárias, a mobilidade e a locomoção de idosos<sup>14-16</sup>. Assim, espera-se que idosos com maior volume de atividades semanais apresentem padrões de locomoção diferenciados durante a locomoção em superfícies inclinadas em comparação com aqueles observados em idosos com baixo nível de atividade física. Portanto, as hipóteses de que a) os idosos apresentam um padrão que inclui mudanças em um conjunto de parâmetros cinemáticos durante o plano inclinado em comparação ao plano e que b) idosos fisicamente ativos apresentam padrões de marcha que demonstram menor risco de quedas do que idosos inativos (sedentários) foram testadas.

## MÉTODOS

Quinze adultos e 30 idosos voluntariaram a participar do estudo. Antes do início do experimento, todos os participantes foram informados sobre os procedimentos do estudo, de acordo com o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. Os procedimentos experimentais deste estudo tiveram a aprovação do Conselho de Ética em Pesquisa da Universidade Paranaense (UNIPAR), sob o protocolo 18227/2009, atendendo à resolução 196/96. Os participantes foram alocados em três grupos: adultos maduros (ADU), idosos ativos (ATI) e idosos sedentários (SED). Os idosos foram classificados em função do volume (em minutos) das atividades físicas realizadas semanalmente, as quais foram determinadas com o questionário IPAQ (versão 6, validado para a população brasileira)<sup>17</sup>. A partir do IPAQ, o tempo total (em minutos) destinado às atividades físicas semanais foi determinado. Os idosos com maior volume de horas em atividades físicas semanais foram alocados no grupo ATI, enquanto aqueles com menor volume semanal de atividades foram incluídos no grupo SED. A tabela 1 demonstra as características antropométricas dos participantes e o tempo semanal despendido com atividades físicas.

Foram incluídos no estudo participantes capazes de realizar atividades diárias sem auxílio externo, sem histórico de fraturas, cirurgias articulares, lombalgias ou qualquer outro tipo de condição clínica que pudesse interferir no padrão da marcha nos seis meses que precederam o estudo.

**Tabela 1.** Resumo das variáveis antropométricas e resultado do questionário IPAQ.

	ADU	ATI	SED
Massa (kg)	46,61 ± 9,75	64,94 ± 9,10	64,20 ± 8,89
Estatura (m)	1,64 ± 0,08	1,58 ± 0,06F	1,56 ± 0,07▲
Idade (anos)	25,53 ± 5,82	68,23 ± 5,78F	65,33 ± 3,33▲
Ativ. sem. (min)	1.308,6 ± 1.030,33	2.587,0 ± 1.114,37	799,33 ± 353,3▲●

(F) diferença significativa entre ADU e ATI; (▲) diferença significativa entre ADU e SED; (●) diferença significativa entre ATI e SED;ATIV. SEM – volume de atividades semanais em minutos medidos pelo IPAQ; foi utilizado com um  $p \leq 0,05$ .

A análise das variáveis antropométricas não indicou diferenças quanto à massa dos participantes ( $p \geq 0,05$ ). Entretanto, os idosos apresentaram menor estatura quando comparados aos adultos ( $p \leq 0,05$ ). O tempo total ocupado com atividades físicas semanais foi similar entre ADU e ATI, sendo que ambos os grupos apresentaram maior atividade semanal que o SED (63,7% e 223,6% maiores, respectivamente). O nível de atividade física entre idosos ativos e sedentários permite inferir que uma diferença considerável entre os grupos pode ser obtida.

A marcha foi analisada em duas condições experimentais que envolveram a locomoção na subida e na descida de uma rampa. A análise ocorreu em uma única sessão e os sujeitos foram avaliados descalços. A avaliação da marcha na rampa ocorreu sobre uma superfície de madeira (5,0m de comprimento e 1,0m de largura) inclinada a 10%, a qual foi revestida com um tapete emborrachado para que a tarefa pudesse ser executada sem a interferência do calçado. Ao final da rampa, foi colocado um patamar de 1,0 x 1,0m. A inclinação foi estabelecida dentro dos limites máximos recomendados pela ABNT (2004) para a construção de rampas de acesso<sup>7</sup>.

Cada participante realizou 10 percursos em cada condição experimental, num total de 20 percursos; todavia, apenas os três primeiros ciclos válidos foram selecionados para análise. A velocidade de deslocamento não foi controlada e os participantes foram orientados a caminhar “normalmente”. Um ciclo válido foi considerado quando os marcadores corporais foram capturados e corretamente processados, permitindo a completa reconstrução do movimento. Além disso, para que uma tentativa fosse considerada como válida, os sujeitos pisaram inteiramente sobre a superfície da plataforma de forças (vide descrição abaixo). Os dados foram normalizados em função da duração do ciclo da marcha (contatos sucessivos do calcanhar com o solo) e a média agrupada de três ciclos válidos foi calculada para cada participante em cada uma das condições experimentais.

A análise cinemática foi realizada com o auxílio de um sistema opto-elétrico (Vicon Motus MX-13), composto por seis câmeras que operavam numa frequência de 100Hz. Marcadores reflexivos esféricos foram fixados nos seguintes pontos anatômicos de ambos os membros inferiores e pelve: articulação metatarso-falangeal do segundo dedo, maléolo lateral da tibia, aspecto posterior do calcâneo, na porção lateral do meio do segmento da perna, no epicôndilo lateral do fêmur, na porção lateral do meio do segmento da coxa, nas espinhas ilíacas anterossuperiores, sacro e sobre a projeção do processo espinhoso de T12.

A partir desses referenciais anatômicos, segmentos e articulações foram matematicamente criados e utilizados na avaliação da tarefa. O modelo biomecânico utilizado é similar ao modelo de Helen Hayes<sup>18</sup>. Uma plataforma de força (AMTI, modelo OR6-7) foi usada para obter as forças de reação do solo durante a marcha. A plataforma de força foi embutida na estrutura na parte final do terço inferior da rampa (aproximadamente a 1,5m do início do plano inclinado). A superfície da plataforma de forças coincidiu com a superfície do solo, não sendo possível aos participantes identificar sua posição em nenhuma das condições experimentais. Os dados de força de reação do solo foram coletados a uma frequência de 1kHz.

Um número de variáveis cinéticas e cinemáticas foi analisado. As variáveis cinemáticas compreenderam a cadência (CAD – número de passos executados por minuto), tempo total do ciclo (TTC – duração do ciclo da marcha), tempo de apoio (TA – percentual do TTC em que o membro analisado permanece em contato com o solo), tempo de oscilação (TO – percentual do TTC em que o membro analisado permanece em balanço), tamanho do passo (TPAS – distância entre os dois toques do calcanhar do pé analisado), velocidade da marcha (VEL – velocidade de deslocamento), velocidade de contato do calcanhar (VELC – velocidade do vetor resultante do calcanhar no instante do

contato com o solo), amplitude de movimento do quadril (AMPQUA – diferença entre o pico de movimento de flexão e extensão do quadril), amplitude de movimento do joelho (AMPJOE – diferença entre o pico de movimento de flexão e extensão do joelho), amplitude de movimento do tornozelo (AMPTOR – diferença entre o pico de movimento de flexão dorsal e plantar do tornozelo), amplitude de rotação da pelve (ROTPEL – diferença entre pico de movimento de rotação esquerda e direita da pelve), inclinação anterior da pelve (INAPLV – diferença entre pico de movimento de inclinação anterior e posterior da pelve), inclinação lateral da pelve (INLPLV – diferença entre pico de movimento de inclinação lateral direita e esquerda da pelve). As variáveis cinéticas envolveram os picos e as taxas de aplicação de forças no início da fase de apoio na direção anteroposterior e vertical foram calculadas (FYINI, FZINI e TXFYINI, TXFZINI, respectivamente). Os mesmos parâmetros foram calculados no final do ciclo (FYFIN, FZFIN e TXFYFIN e TXFZFIN, respectivamente).

O teste de Kolmogorov-Smirnov foi aplicado e confirmou a normalidade dos dados. Um conjunto de análises de variância ANOVA multifatorial com medidas repetidas foi aplicado para testar as diferenças entre os grupos (ADU, ATI e SED). O teste de Tukey foi empregado para identificar onde as diferenças ocorreram. Os testes estatísticos tiveram nível de significância de  $p \leq 0,05$  e foram realizados através de um software específico (Statística, StatSoft USA, versão 7.0).

## RESULTADOS

Durante os procedimentos experimentais, os participantes foram capazes de caminhar confortavelmente em todas as condições (subida e descida). Nenhum dos participantes relatou qualquer tipo de desconforto durante a realização da tarefa e todos cumpriram de maneira satisfatória o protocolo proposto.

A tabela 2 resume os principais resultados encontrados nas variáveis cinemáticas relativas à organização espaço-temporal do ciclo da marcha entre os ADU, ATI e SED nas condições de subida e descida da rampa.

**Tabela 2.** Resultado das variáveis cinemáticas referentes à organização espaço-temporal do ciclo da marcha nas condições de subida e descida da rampa.

SUBIDA			
	ADU	ATI	SED
TPAS (m)	1,41 ± 0,08	1,20 ± 0,08 <sup>F</sup>	1,17 ± 0,09 <sup>▲</sup>
VEL (m.s <sup>-1</sup> )	1,30 ± 0,10	1,11 ± 0,15	1,08 ± 0,14
VELC (m.s <sup>-1</sup> )	1,19 ± 0,47	1,05 ± 0,38	1,04 ± 0,49
TTC (s)	1,09 ± 0,06	1,10 ± 0,14	1,09 ± 0,08
CAD (passos/s)	55,20 ± 3,14	55,54 ± 6,85	55,31 ± 4,85
TA (%)	63,23 ± 1,46	64,37 ± 2,18	64,73 ± 2,04
TO (%)	33,77 ± 1,46	35,63 ± 2,18	35,27 ± 2,04
DESCIDA			
	ADU	ATI	SED
TPAS (m)	1,38 ± 0,10	1,08 ± 0,15 <sup>F</sup>	1,06 ± 0,10 <sup>▲</sup>
VEL (m.s <sup>-1</sup> )	1,39 ± 0,13	1,08 ± 0,19 <sup>F</sup>	1,05 ± 0,12 <sup>▲</sup>
VELC (m.s <sup>-1</sup> )	1,43 ± 0,45	0,94 ± 0,33	0,80 ± 0,27 <sup>▲</sup>
TTC (s)	1,00 ± 0,05	1,01 ± 0,09	1,01 ± 0,06
CAD (passos/s)	60,26 ± 2,90	59,83 ± 5,12	59,73 ± 3,87
TA (%)	62,33 ± 2,89	64,70 ± 4,23	65,13 ± 4,95
TO (%)	37,67 ± 2,89	35,30 ± 4,23	34,87 ± 4,95

(<sup>F</sup>) diferença estatisticamente significativa entre ADU e ATI; (<sup>▲</sup>) diferença significativa entre ADU e SED; (<sup>●</sup>) diferença significativa entre ATI e SED. Foi utilizado  $p \leq 0,05$ .

A TXFYINI do ADU ( $519,5 \pm 191,5N.s^{-1}$ ) foi menor ( $p \leq 0,05$ ) que a do grupo SED ( $1.399,5 \pm 1.956,6N.s^{-1}$ ), mas não diferiu do grupo ATI ( $p > 0,05$ ;  $614,6 \pm 553,9N.s^{-1}$ ). A TXFYFIN do ADU ( $1.230,8 \pm 761,8N.s^{-1}$ ) foi maior ( $p \leq 0,05$ ) que a do SED ( $609,2 \pm 394,3N.s^{-1}$ ), porém não diferiu do ATI ( $p > 0,05$ ;  $888,5 \pm 510,3N.s^{-1}$ ). As outras variáveis cinéticas não apresentaram diferenças entre condições ( $p \geq 0,05$ ) e grupos ( $p \geq 0,05$ ). O resumo das outras variáveis para a SUB e DES está apresentado na tabela 3.

**Tabela 3.** Resultado das variáveis cinemáticas e cinéticas analisadas na condição de subida e descida da rampa.

SUBIDA			
	ADU	ATI	SED
AMPQUA (°)	55,9 ± 5,4	55,7 ± 5,5	53,3 ± 7,7
AMPJOE (°)	55,9 ± 3,8	53,9 ± 5,8	51,3 ± 9,0
AMPTOR (°)	43,2 ± 7,4	29,1 ± 3,2 <sup>F</sup>	31,2 ± 8,2 <sup>▲</sup>
ROTPLV (°)	14,1 ± 9,6	9,6 ± 3,0	7,2 ± 2,7
INLPLV (°)	16,6 ± 5,9	10,8 ± 1,9	8,6 ± 3,4 <sup>▲</sup>
INAPLV (°)	4,2 ± 1,0	3,2 ± 1,2	3,2 ± 1,3
FYINI (N)†	49,5 ± 18,5	51,0 ± 12,2	49,4 ± 19,6
FYFIN (N)††	-175,7 ± 33,7	-163,0 ± 26,9	-144,6 ± 41,6
TXFYINI (N.s <sup>-1</sup> )†	519,5 ± 191,5	614,6 ± 553,9 <sup>F</sup>	1.399,5 ± 1.956,6
TXFYFIN (N.s <sup>-1</sup> )	-1.230,8 ± 761,8	-888,5 ± 510,3 <sup>F</sup>	-609,2 ± 394,3
FZINI (N)	583,8 ± 107,9	660,0 ± 82,5	618,8 ± 129,4
FZFIN (N)	657,3 ± 91,4	706,7 ± 91,6	634,4 ± 121,3
TXFZINI (N.s <sup>-1</sup> )	3.609,5 ± 991,9	3.718,1 ± 569,2	3.367,7 ± 1.086,4

DESCIDA			
	ADU	ATI	SED
AMPQUA (°)	39,9 ± 5,6	37,5 ± 8,5	37,1 ± 5,1
AMPJOE (°)	61,3 ± 5,0	63,2 ± 8,1	58,6 ± 4,6
AMPTOR (°)	28,0 ± 8,5	26,4 ± 7,0	25,1 ± 5,7
ROTPLV (°)	18,0 ± 3,4	15,5 ± 6,7	8,8 ± 5,5
INLPLV (°)	14,0 ± 4,5	8,1 ± 2,4 <sup>F</sup>	7,4 ± 2,0 <sup>▲</sup>
INAPLV (°)	4,2 ± 1,3	4,0 ± 1,4	3,5 ± 1,2
FYINI (N)	102,20 ± 20,2	69,4 ± 30,7	81,2 ± 20,7
FYFIN (N)	-170,0 ± 36,1	-149,1 ± 36,7	-129,1 ± 31,7
TXFYINI (N.s <sup>-1</sup> )	190,0 ± 38,8	129,3 ± 57,5	148,4 ± 40,2
TXFYFIN (N.s <sup>-1</sup> )	-389,6 ± 78,7	-341,5 ± 9,8	-297,3 ± 71,1
FZINI (N)	683,3 ± 110,0	700,2 ± 88,7	671,6 ± 116,2
FZFIN (N)	537,0 ± 102,5	611,7 ± 89,6	599,2 ± 93,3
TXFZINI (N.s <sup>-1</sup> )	4.846,6 ± 1.206,0	4.460,8 ± 912,1	3.931,2 ± 830,0

(<sup>F</sup>) diferença entre ADU e ATI na mesma condição (SUB ou DES); (<sup>▲</sup>) diferença estatisticamente significativa entre ADU e SED na mesma condição (SUB ou DES); (<sup>●</sup>) diferença estatisticamente significativa entre ATI e SED na mesma condição (SUB ou DES); para todas as comparações foi utilizado  $p \leq 0,05$ ; forças e taxas com valores positivos indicam que a FRS aconteceu no sentido posteroanterior, e valores negativos indicam que a FRS aconteceu no sentido anteroposterior.

## DISCUSSÃO

O presente estudo visou verificar diferenças no comportamento entre a marcha de jovens e idosos durante a transposição de superfícies inclinadas ascendentes e descendentes. Em adição, a influência do volume da atividade física semanal na transposição de superfícies inclinadas foi analisada. A hipótese de que os indivíduos idosos apresentariam diferenças em relação ao comportamento das variáveis cinemáticas e cinéticas em relação aos indivíduos mais jovens foi testada. Além disso, a hipótese de que os idosos com maior nível de atividade física semanal apresentariam um padrão de marcha mais semelhante aos jovens do que os idosos com menor atividade semanal também foi testada.

A quantidade de trabalhos que investigaram condições experimentais semelhantes ao do presente estudo é reduzida. Deste modo, foi incluído no presente estudo um grupo com amostra de adultos de forma a permitir comparação dos resultados com os grupos idosos (ATI e SED).

Grande parte da energia necessária para a subida da rampa é conseguida a partir da extensão rápida e potente do tornozelo no final da fase de apoio<sup>19</sup>. No presente estudo, identificou-se redução na amplitude ao redor do tornozelo nos grupos ATI e SED em relação ao ADU. Além dessa redução da amplitude, encontrou-se diminuição na TXYINI durante a subida, que indicou uma perda da capacidade de gerar rápida transferência de força no sentido anteroposterior. Kemoun *et al.*<sup>19</sup> encontraram resultados similares em indivíduos idosos quedantes quando comparados a sujeitos da mesma faixa etária que não sofreram acidentes. Indivíduos com maiores propensões às quedas apresentaram redução das forças ao redor do tornozelo e redução das amplitudes de movimento desta articulação. Isso indica que os idosos são mais propensos à ocorrência de quedas em comparação com adultos, e que o nível de atividade física semanal não foi capaz de diminuir os riscos durante a transposição de planos.

Reduções na amplitude articular durante tarefas dinâmicas são causadas por modificações do tecido muscular, que envolve: a) a perda da capacidade elástica, o que limita o pico de flexão e extensão de todas as articulações; e b) a diminuição da capacidade contrátil, o que diminui a potência gerada na transição da fase de apoio para a fase de oscilação, e que, por consequência, determina o tamanho do passo<sup>13</sup>. Essas reduções também podem estar associadas à necessidade do idoso em realizar a tarefa com mais cautela e segurança, empregando uma estratégia de controle motor específica<sup>20</sup>.

Christiansen<sup>21</sup> conseguiu modificar parâmetros do padrão motor da marcha, como a velocidade de deslocamento, com um programa de exercícios de alongamento dos músculos extensores do tornozelo e flexores do quadril, mostrando real limitação causada por essa musculatura em indivíduos mais velhos. Os músculos biarticulares ao redor dessas articulações têm como uma de suas funções utilizarem sua capacidade elástica para acumular e transferir energia e controlar o movimento na articulação adjacente<sup>22</sup>. Essa capacidade é parcialmente reduzida no indivíduo idoso pelas modificações nos tecidos que reduzem sua elasticidade. Estudos prévios mostraram que a adoção de programas de exercícios de alongamento<sup>23-25</sup> e de força<sup>14</sup> contribuem de forma positiva para a diminuição do risco de quedas durante a marcha.

A redução da amplitude articular do tornozelo também pode

ter influenciado a aplicação de forças no solo, principalmente no SED. Tal redução foi observada sobre a taxa de aplicação da  $F_y$  no sentido anteroposterior, que acabou por interferir na capacidade de empurrar o solo, causando um menor tamanho do passo.

Durante a descida, as modificações encontradas foram diferentes daquelas identificadas durante a subida da rampa. Os idosos apresentaram diferenças em relação aos adultos, principalmente nas variáveis que determinam ou influenciam a velocidade do deslocamento.

No presente experimento, a redução da velocidade durante a descida pode ter sido influenciada por um conjunto de fatores. Parte da redução da velocidade pode ter ocorrido pela menor capacidade de alongamento da musculatura flexora do quadril, que determina a amplitude da passada. As reduções na amplitude articular, que são geralmente encontradas em idosos, podem ter reduzido a movimentação pélvica, que determinou uma redução da amplitude de inclinação lateral da pelve (ILPV). Essa inclinação lateral tem sido descrita como determinante do tamanho do passo<sup>26</sup>.

Além da reduzida capacidade de gerar torque ao redor das articulações, a descida da rampa demanda contrações excêntricas, que acabam sendo mais difíceis de controlar por uma musculatura fragilizada como é a encontrada em idosos sedentários. Esperava-se que a demanda envolvida na subida e descida da rampa fosse causar maiores ajustes nos idosos sedentários, que possuem menor capacidade de gerar torque. Todavia, os idosos apresentaram diferenças em comparação ao grupo de adultos, indicando que outros fatores que acompanham o envelhecimento influenciam mais a transposição do plano do que o nível de atividade física.

O aumento da inclinação da superfície para a descida aumenta a magnitude das forças de reação do solo, principalmente no sentido anteroposterior<sup>6</sup>. A taxa de aumento dessa força está diretamente relacionada com a velocidade do contato do calcanhar com o solo, que acaba aumentando a taxa de transferência de forças entre o pé e o plano. Caso a superfície não ofereça o atrito necessário durante o contato do calcanhar, a probabilidade do deslizamento de pé e da ocorrência de escorregões e queda aumenta. No presente estudo, principalmente em idosos com menor atividade física, a velocidade de contato do pé com o solo aumentou, o que pode indicar o aumento de risco de acidentes durante essa tarefa.

A partir dos resultados encontrados é possível concluir que o padrão da marcha dos indivíduos é diretamente influenciado pelo terreno em que a locomoção acontece. Indivíduos idosos ATI e SED sofrem modificações no padrão motor da tarefa de forma significativamente diferente que os sujeitos ADU, indicando maior dificuldade na manutenção de um padrão considerado menos suscetível às quedas.

Aparentemente, não foram identificadas diferenças significativas no padrão motor da marcha que pudessem ter sido influenciadas pelo diferente volume de atividade física semanal. Entretanto, isso pode ter sido resultado da incapacidade que o questionário utilizado teria de identificar diferentes tipos e intensidades das atividades realizadas, o que pode influenciar diretamente a capacidade física dos indivíduos.

Futuros estudos longitudinais que pudessem comparar a influência de programas sistematizados e controlados de atividades físicas sobre os padrões motores da marcha são necessários.

## REFERÊNCIAS

1. Honeycutt PH, Ramsey P. Factor contributing to falls in elderly men living in the community. *Geriatr Nurs* 2002;23:5.
2. Scarborough DM, Krebs DE, Harris BA. Quadriceps muscle strength and dynamic stability in elderly persons. *Gait Posture* 1999;10:10-20.
3. Van Dieën JH, Pijnapples M, Bobbert MF. Age-related intrinsic limitations in preventing a trip and regaining balance after a trip. *Safety Science* 2005;43:437-53.
4. Toscano G, Windau J. Fatal work injuries: results from the 1992 national census. *Month Larb Rev* 1993;39-48.
5. Hunter LC, Hendrix EC, Dean JC. The cost of walking down hill: is the preferred gait energetically optimal? *J Biomech* 2010;43:1910-5.
6. ABNT. Norma brasileira NBR9050: acessibilidade à edificações, mobiliário, espaços e equipamentos urbanos. Rio de Janeiro: ABNT, 2004.
7. Redfern MS, Dipasquale J. Biomechanics of descending ramps. *Gait Posture* 1997;6:119-25.
8. Cham R, Redefern, MS. Change in gait when anticipating slippery floors. *Gait Posture* 2002a;15:159-71.
9. Mcintosh AS, Beatty KT, Dwan LN, Vickers DR. Gait dynamics on inclined walkway. *J Biomech* 2006;39:2491-502.
10. Cham R, Redefern MS. Heel contact dynamics during slip events on level and inclined surfaces. *Safety Science* 2002b;40:559-76.
11. Leroux A, Fung J, Barbeau H. Postural adaptation to walking on inclined surface: I. Normal strategies. *Gait Posture* 2002;15:64-74.
12. Gajdosik RL, Linden DW, Williams AK. Influence on age and length and passive elastic stiffness characteristics of the calf muscle-tendon units of women. *Phys Ther* 1999;79:827-38.
13. Prince F, Corriveau H, Hébert R, Winter DA. Gait in elderly. *Gait Posture* 1997;5:128-35.
14. Lamoureux E, Sparrow WA, Murphy A, Newton RU. The effect of improved strength on obstacle negotiation in community-living older adults. *Gait Posture* 2003;17:273-83.
15. Wolf SL, Barnhart HX, Kutner NG, McNeely E, Coogler C, Xu T, Atlanta FICSIT Group. Reducing frailty and falls in older persons: an investigation of tai chi computerized balance training. *J Am Geriatr Soc* 2003;51:1794-803.
16. Lan C, Lai JS, Chen SY, Wong MK. Tai chi chuan to improve muscular strength and endurance in elderly individuals: a pilot study. *Arch Phys Med Rehabil* 2000;81:604-7.
17. Pardini R, Matsudo SM, Araújo T, Matsudo V, Andrade E, Braggion G, et al. Validação do questionário internacional de nível de atividade física (IPAQ - versão 6): estudo piloto em adultos jovens brasileiros. *Rev Bras Cie Mov* 2001;9:45-51.
18. Kabada MP, Ramakrishnan ME, Wooteten J, Gainey J, Gorton G, Cochran GVB. Repeatability of kinematic, kinetic and electromyographic data in normal adult walk. *Journal of Orthopaedic Research* 1989;7:849-60.
19. Kemoun G, Thomie P, Boisson D, Guieu J. Ankle dorsiflexion delay can predict falls in the elderly. *J Rehabil Med* 2002;34:278-83.
20. Noble JW, Ritsma BR, Frank JS, Prentice SD. Locomotor strategies for walking up inclined surfaces in older adults. Abstract from the 14th Conference of the Canadian Society for Biomechanics 2006. Waterloo, ON, Canada.
21. Christiansen CL. The effects of hip and ankle stretching on gait function of older people. *Arch Phys Med Rehabil* 2008;89:1421-8.
22. Whittington B, Silder A, Heiderscheit B, Thelen DG. The contribution of passive-elastic mechanism to lower extremity joint kinetics during human walking. *Gait Posture* 2008;27:628-34.
23. Cristopoliski F, Barela JA, Leite N, Fowler NE, Rodacki ALF. Stretching exercise program improves gait in the elderly. *Gerontology* 2009;55:614-20.
24. Kerrigan DC, Lee LW, Collins JJ, Riley PO, Lipsitz LA. Reduce hip extension during walking: healthy elderly and fallers versus young adults. *ArchPhys MedRehabil* 2001;82:26-30.
25. Kerrigan DC, Xenopoulos-Odsson A, Sullivan MJ, Lelas JJ, Riley PO. Effect of a hip flexor-stretching program on gait in the elderly. *Arch Phys Med Rehabil* 2003;84:1-6.
26. Rose J, Gamble JG. Human walking. 2 ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1994.