

Análise cinemática de pessoas idosas durante a tarefa de ultrapassagem de obstáculos

Kinematics analysis of older adults when obstacle crossing

Análisis cinemático de personas mayores durante la tarea de superar obstáculo

Rafael Fávero Bardy¹, Bruna Felix Apoloni², Pedro Paulo Deprá³

RESUMO | Tropeçar em obstáculos durante a marcha tem sido reportado como uma das principais causas de quedas na população idosa. Nessa faixa etária, é importante considerar que, para a manutenção do equilíbrio dinâmico, o tronco desempenha uma função relevante. Este estudo observacional de caso controle objetivou analisar a cinemática do tronco e da pelve de pessoas idosas durante a tarefa de ultrapassagem de obstáculos. A amostra foi constituída de 13 pessoas idosas com média de idade de 67,90 ± 5,07 anos frequentadoras de um programa de hidroginástica, que fizeram parte do grupo experimental (GE), e 13 mulheres adultas jovens e saudáveis com idade média de 21,00 ± 1,58 anos, para compor o Grupo Controle (GC). Os dois grupos foram submetidos à tarefa de ultrapassagem de obstáculos de diferentes alturas utilizando o sistema de análise de movimento tridimensional Vicon®. Foram analisadas variáveis angulares tridimensionais do tronco (coluna torácica e lombar) e da pelve. Os resultados evidenciaram que as pessoas idosas desempenharam maiores amplitudes tridimensionais desses segmentos corporais. Maior amplitude de flexão do tronco e inclinação da coluna torácica observadas a partir da altura de 15%, na amplitude de rotação do tronco em 35% e 40%, amplitude de rotação da coluna torácica e de flexão da pelve em todas as alturas de obstáculos. Concluiu-se com este trabalho que as pessoas idosas, de modo geral, apresentam maiores adaptações da postura para a ultrapassagem a fim de vencer com segurança os

obstáculos em decorrência do aumento das amplitudes de tronco e pelve em comparação a adultas jovens.

Descritores | Pessoas Idosas; Marcha; Cinemática; Ultrapassagem de Obstáculos.

ABSTRACT | Tripping over obstacles while walking has been reported as one of the main causes of falls in the elderly population. In this age group, it is important to consider that the trunk plays a significant role in maintaining dynamic balance. This observational case-control study aimed to analyze the kinematics of the trunk and pelvis of elderly people during the task of overcoming obstacles. The sample consisted of thirteen elderly women with an average age of 67,00 ± 5,07 anos who attended a water aerobics program and were part of the experimental group (GE) and thirteen young, healthy adult women with an average age of 21,00 ± 1,54 years, who comprised the control group (GC). Both groups were subjected to the task of overcoming obstacles of different heights using the Vicon® three-dimensional motion analysis system. Three-dimensional angular variables of the trunk (thoracic and lumbar spine) and pelvis were analyzed. The results showed that the elderly participants exhibited greater three-dimensional amplitudes of these body segments. Greater trunk flexion amplitude and thoracic spine inclination were observed from the height of 15%, in the trunk rotation amplitude at 35% and 40%, thoracic spine rotation amplitude, and pelvis flexion at all obstacle heights. This study concludes that elderly individuals, in general, exhibit greater postural adaptations

¹Universidade Estadual de Maringá (UEM) – Maringá (PR), Brasil. E-mail: rafaelbardyfisio@gmail.com.

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-4672-4616>

²Universidade Estadual de Maringá (UEM) – Maringá (PR), Brasil. E-mail: felixapoloni@gmail.com.

ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-6674-3841>

³Universidade Estadual de Maringá (UEM) – Maringá (PR), Brasil. Email: ppdepra@gmail.com

ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-1196-5177>

to overcome obstacles safely, due to increased amplitudes of the trunk and pelvis compared to young adults.

Keywords | Aged; Gait; Biomechanical Phenomena; Obstacle Negotiation.

RESUMEN | Tropezar com obstáculos durante la marcha ha sido reportado como uma de las principales causas de caídas em la población anciana. En este grupo de edad, es importante tener em cuenta que para el mantenimiento del equilibrio dinâmico, el tronco desempeña uma función relevante. Este estudio observacional de caso-control tuvo como objetivo analizar la cinemática del tronco y de la pelvis de personas mayores durante la tarea de superación de obstáculos. La muestra se constituyó de 13 personas mayores com una edad promedio de $67,00 \pm 5,07$ años que asistían a um programa de hidroginástica, quienes formaron parte del Grupo de Experimental (GE), y 13 mujeres adultas jóvenes y saludables com una edad promedio de $21,00 \pm 1,54$ años, que conformaron el Grupo Control

(GC). Los dos grupos fueron sometidos a la tarea de superación de obstáculos de diferentes alturas utilizando el sistema de análisis de movimiento tridimensional Vicon®. Se analizaron variables angulares tridimensionales del tronco. Los resultados mostraron que las personas mayores presentaron mayores amplitudes tridimensionales de estos segmentos corporales. Mayor amplitud de flexión del tronco e inclinación de la columna torácica observadas a partir de una altura del 15%, en la amplitud de rotación del tronco al 35% y 40%, amplitud de rotación de la columna torácica y de flexión de la pelve em todas las alturas de obstáculos. Se concluye con este trabajo que las personas mayores, em general, presentan mayores adaptaciones de la postura para la superación de obstáculos con el fin de vencer com seguridad los obstáculos debido al aumento de las amplitudes del tronco y pélvis em comparación com los adultos jóvenes.

Palabras clave | Anciano; Marcha; Fenómenos Biomecánicos; Traspaso de obstáculos.

INTRODUÇÃO

O avanço da idade, os fatores ambientais e o estilo de vida interferem na qualidade da realização das atividades da vida diária (AVD's) de pessoas idosas, tais como: vestir-se, locomover-se, alimentar-se e fazer compras¹. Nesse sentido, a marcha para essa população é de fundamental importância como instrumento para a manutenção de suas atividades e de sua interação social.

Considerando a marcha uma condição de contínua perturbação do equilíbrio no processo de transferência do centro de gravidade de um pé ao outro, podem-se esperar adaptações nos seus padrões em populações com idade mais avançada, devido às alterações nos sistemas motores e cognitivos que acompanham o processo de envelhecimento². As principais adaptações biomecânicas observadas na marcha com o avanço da idade são: a redução da velocidade, do comprimento da passada, da amplitude de movimento das articulações do quadril, da pelve, do tornozelo e da coluna vertebral, variabilidade da posição do centro de massa, além do aumento da base de suporte e da fase de duplo apoio^{3,4}. Para essas análises, a cinemática tem sido amplamente utilizada. Esse método possibilita o estudo do movimento corporal independentemente das causas do movimento, quantificando as posições lineares e angulares dos segmentos no espaço⁵.

A ação de ultrapassar obstáculos durante a marcha se tornou um importante objeto de estudo, visto que tropeçar

tem sido reportado como uma das principais causas de acidentes entre a população idosa, representando entre 35 e 53% de todas as quedas sofridas⁶⁻⁸. O segmento tronco desempenha um importante papel na execução da marcha, contribuindo na transmissão do impulso, favorecendo a propulsão e amparando na transferência da massa corporal de um lado de apoio para outro. Nota-se que poucos estudos têm quantificado as contribuições biomecânicas do segmento tronco durante a marcha com ultrapassagem e obstáculos^{9,10}. Na literatura científica sobre a temática, outros aspectos relacionados à ultrapassagem de obstáculos foram investigados, principalmente relacionados ao comportamento cinemático dos membros inferiores. Entre eles, a análise de assimetria comparando grupos de idosos saudáveis e com doença de Parkinson¹¹, em indivíduos com Esclerose Múltipla na ultrapassagem de obstáculos e ao desviar deles¹² e as características da marcha subjacentes às quedas, ou seja, relacionadas aos tropeços em obstáculos¹³.

Neste estudo, além de investigar as contribuições do tronco para a tarefa, buscou-se fracionar a altura do obstáculo levando em consideração o comprimento do membro inferior do sujeito, diferentemente da maioria das pesquisas encontradas, que consideraram alturas pré-estabelecidas. Assim, o objetivo foi verificar se existe alteração significativa na cinemática do tronco e da pelve de pessoas idosas durante a tarefa de ultrapassagem de obstáculos de diferentes alturas.

METODOLOGIA

Design do estudo

Este estudo observacional de caso controle foi desenvolvido a partir da análise de dois grupos de indivíduos selecionados de modo intencional¹⁴.

Amostra

O Grupo Experimental (GE; n=13), do sexo feminino, apresentou idade média de $67,90 \pm 5,07$ anos, altura de $1,56 \pm 0,08$ m e massa corporal de $68,61 \pm 15,01$ kg. O convite para participar do estudo foi direcionado a todos os 23 frequentadores de um programa de extensão vinculado ao Departamento de Educação Física (DEF) de uma Universidade pública do Sul do Brasil. O Grupo Controle (GC; n=13) apresentou idade média de $21,00 \pm 1,58$ anos, altura de $1,64 \pm 0,05$ m e massa corporal de $58,52 \pm 9,10$ kg. Este grupo (GC) foi selecionado de modo intencional e composto por jovens mulheres universitárias, matriculadas no curso de Educação Física e convidadas a participar do estudo. A seleção desse grupo foi realizada considerando que estudar indivíduos saudáveis é importante, pois pode fornecer dados para determinação dos aspectos normativos do desempenho do movimento funcional. Esses conhecimentos podem servir de parâmetro diagnóstico para comparação com outros grupos, como portadores de disfunções, diferentes faixas etárias e/ou níveis de desempenho funcional¹⁵.

Os critérios de inclusão para o GE foram: pertencer a um grupo de atividade física (hidroginástica) e ter idade acima de 60 anos. Para o GC, os critérios de inclusão foram o de estar regularmente matriculado em um curso universitário e ter idade entre 18 e 25 anos. Os critérios de exclusão foram: doença osteomioarticular que impedisse o desenvolvimento da marcha independente, uso de dispositivo auxiliar e/ou realizar incompletamente as tarefas.

Medidas antropométricas

A massa corporal (Kg) e a estatura (m) foram medidas utilizando balança e estadiômetro (Welmy®), respectivamente. Uma fita métrica e um compasso de pontas rombas foram utilizados para as seguintes aferições de ambos os lados corporais: comprimento dos membros inferiores, distância na articulação do ombro, espessura da mão e largura do joelho, tornozelo, cotovelo e punho.

Essas medidas são requeridas para o modelo biomecânico *Plug-in gait fullbody* do Sistema Vicon®.

Cinemétria tridimensional

Para a avaliação cinemática tridimensional foi utilizado um obstáculo de altura ajustável, com duas hastas na vertical, confeccionado em madeira (60 cm de comprimento) e uma barra na horizontal de papel jornal em forma tubular e encapado com fita adesiva (65 cm de comprimento). Os sujeitos realizaram a marcha com transposição de obstáculo com velocidade autoselecionada. Foram registrados três ciclos completos de passadas em cada altura do obstáculo. A variação de altura foi de 10% a 40% do comprimento do membro inferior de cada um, com intervalo de 5%. Todo o procedimento foi realizado em ordem randomizada. A análise cinemática foi realizada com seis câmeras infravermelho, frequência de aquisição de 100 Hz (Vicon®). Foram posicionados 42 marcadores retrorreflexivos em regiões anatômicas específicas determinadas pelo modelo biomecânico. Os segmentos analisados foram a pelve e o tronco, enquanto segmento único e dividido em duas porções, correspondentes às colunas torácica e lombar. Para o cálculo da movimentação angular da coluna torácica e lombar foram criadas duas bases locais e independentes e os resultados foram obtidos por meio de cálculo dos ângulos de Euler realizados em rotina Matlab Mathworks®. O ângulo absoluto do tronco (segmento único) foi obtido por meio do segmento tórax, formado por marcadores posicionados na clavícula, esterno e em C7, e o sistema de coordenadas global do laboratório em três planos. O ângulo absoluto da coluna torácica foi calculado a partir dos ângulos de Euler, utilizando uma base local torácica criada com marcadores em C7, T10 e um ponto posicionado a direita, e em relação ao sistema de coordenada global do laboratório em três planos. E o ângulo absoluto da coluna lombar foi determinado pelo cálculo dos ângulos de Euler a partir de uma base local lombar, criada a partir de pontos posicionados em L5, espinha íliaca póstero-superiores direita e esquerda, conforme descrito por Larivière¹⁶ e Reynold, Snow e Young¹⁷.

Análise dos dados

A distribuição da amplitude dos dados foi verificada pelo teste de *Shapiro-Wilk*. Adotou-se o nível de significância de $p \leq 0,05$, e os seguintes testes estatísticos foram utilizados: *T Independente*, *U de Mann-Whitney*, *Friedman*, *Wilcoxon* e correlação de Pearson. As magnitudes dos coeficientes de correlação foram interpretadas da

seguinte forma: fraca (0,10 – 0,35), moderada (0,36 – 0,67) e forte (0,68 – 1)¹⁸. Optou-se pela descrição dos dados em média e desvio-padrão.

RESULTADOS

Sobre a comparação intergrupos, na amplitude de flexão do tronco (AFT), exceto na altura de 10%, foram observadas diferenças significativas entre os grupos,

com maiores valores de amplitude angular observadas para o GE (15%, p=0,006; 20%, p=0,000; 25%, p=0,010; 30% e 35%, p=0,005; 40%, p=0,002). Na amplitude de inclinação do tronco (AIT), não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos. Já na amplitude de rotação do tronco (ART), os valores angulares do GE foram superiores ao do GC nas alturas de 35% (p=0,003) e 40% (p=0,002). As comparações intragrupos considerando as alturas de ultrapassagem do obstáculo e as variáveis AFT, AIT e ART estão expressas na figura 1.

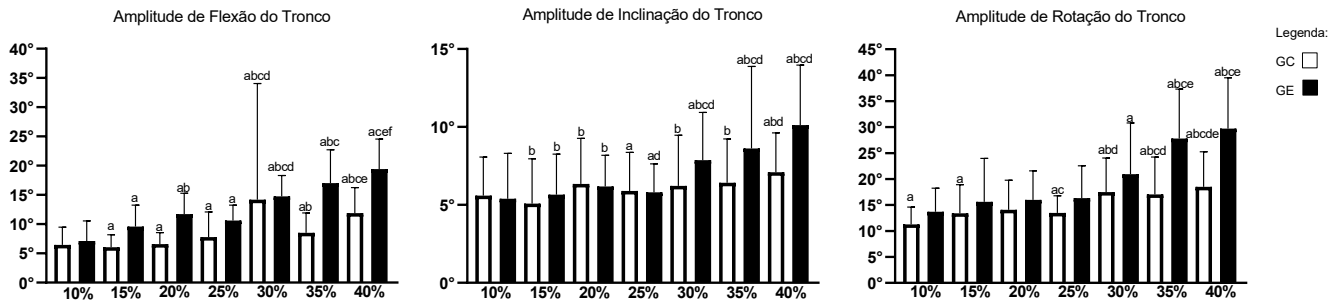


Figura 1. Comparações intragrupos das variáveis angulares do tronco considerando as alturas de ultrapassagem de obstáculos

Nota: Comparações Intragrupos: Teste de Friedman. a= diferença para a altura 10%; b= diferença para a altura 15%; c= diferença para a altura 20%; d= diferença para a altura 25%; e= diferença para a altura 30%; f= diferença para a altura 35%.

Sobre a comparação intergrupos, na amplitude de flexão da coluna torácica (AFCT), o valor angular do GE foi significativamente superior ao do GC apenas na altura de 35% (p=0,015). Na amplitude de inclinação da coluna torácica (AICT), exceto na altura de 10%, foram observadas diferenças significativas entre os grupos, com maiores valores de amplitude angular observados para o GE (15%,

p=0,014; 20%, p=0,000; 25%, p=0,007; 30%, p=0,010; 35%, p=0,000; 40%, p=0,002). Na amplitude de rotação da coluna torácica (ARCT), maiores valores angulares para o GE foram obtidos nas alturas de 10% (p=0,038), 25% (p=0,008), 35% (p=0,001) e 40% (p=0,000). A figura 2 apresenta as comparações intragrupos considerando as alturas dos obstáculos e as variáveis AFCT, AICT e ARCT.

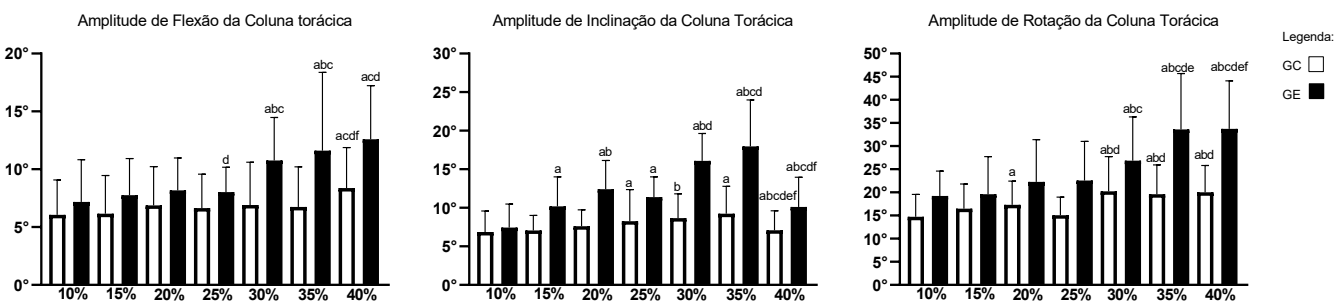


Figura 2. Comparações intragrupos das variáveis angulares da coluna torácica considerando as alturas de ultrapassagem de obstáculos

Nota: Comparações Intragrupos: Teste de Friedman. a= diferença para a altura 10%; b= diferença para a altura 15%; c= diferença para a altura 20%; d= diferença para a altura 25%; e= diferença para a altura 30%; f= diferença para a altura 35%.

Sobre a comparação intergrupos, na amplitude de flexão da pelve (AFP), foram observadas diferenças significativas entre os grupos, com maiores valores de amplitude angular observadas para o GE em todas as alturas de ultrapassagem do obstáculo. Na amplitude de inclinação da pelve (AIP), não houveram diferenças

significativas e na amplitude de rotação da pelve (ARP), os valores angulares para o GE foram significativamente maiores nas alturas de 20% (p=0,027), 30% (p=0,027) e 40% (p=0,013). A figura 3 apresenta as comparações intragrupos considerando as alturas de ultrapassagem dos obstáculos e as variáveis da pelve.

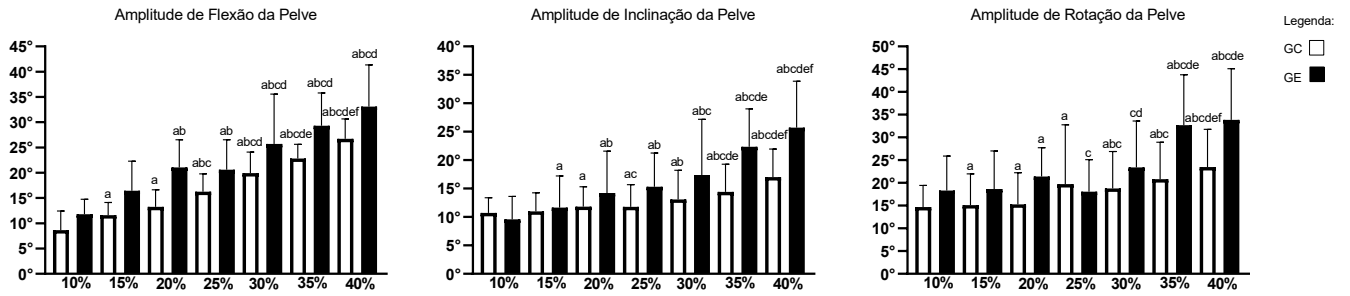


Figura 3. Comparações intragrupos das variáveis angulares da pelve considerando as alturas de ultrapassagem de obstáculos

Nota: Comparações Intragrupos: Teste de Friedman. a= diferença para a altura 10%; b= diferença para a altura 15%; c= diferença para a altura 20%; d= diferença para a altura 25%; e= diferença para a altura 30%; f= diferença para a altura 35%.

Sobre a comparação intergrupos, na amplitude de flexão da coluna lombar (AFCL), o valor angular do GE foi significativamente superior ao do GC apenas na altura de 30% (p=0,005). Na amplitude de inclinação da coluna lombar (AICL), os valores angulares para o GE foram significativamente maiores nas alturas de 15% (p=0,008), 20% (p=0,001), 25% (p=0,002),

35% (p=0,000) e 40% (p=0,006). Na amplitude de rotação da coluna lombar (ARCL), os resultados do GE foram significativamente superior aos valores obtidos pelo GC apenas nas alturas de 20% (p=0,008) e 35% (p=0,003). As comparações intragrupos para essas variáveis considerando as diferentes alturas de obstáculos estão expressas na figura 4.

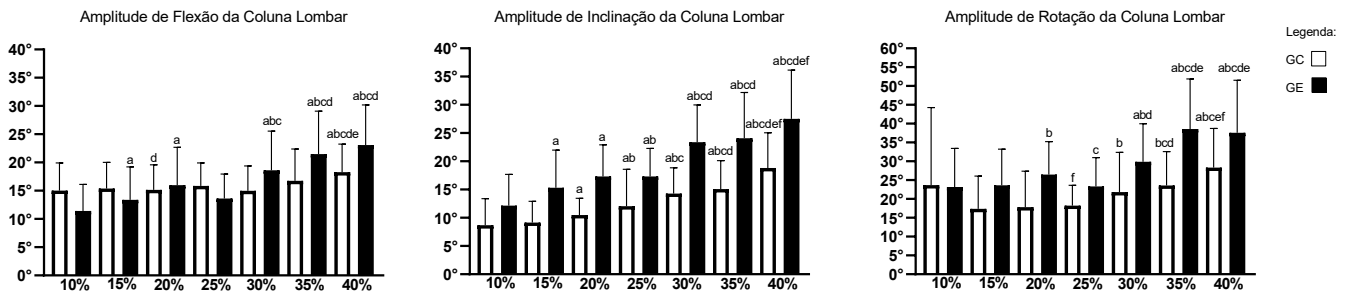


Figura 4. Comparações intragrupos das variáveis angulares da coluna lombar considerando as alturas de ultrapassagem de obstáculos

Nota: Comparações Intragrupos: Teste de Friedman. a= diferença para a altura 10%; b= diferença para a altura 15%; c= diferença para a altura 20%; d= diferença para a altura 25%; e= diferença para a altura 30%; f= diferença para a altura 35%.

A tabela 1 apresenta o coeficiente de correlação de Pearson entre as variáveis do estudo e as alturas do obstáculo entre os grupos GC e GE.

Tabela 1. Coeficiente de correlação de Pearson entre as variáveis do estudo e as alturas do obstáculo entre o grupo experimental (GE) e controle (GC)

| Variável | GC | | GE | |
|----------|--------|-------|-------|-------|
| | r | p | r | p |
| AFT | - 0,17 | 0,116 | 0,70* | 0,000 |
| AIT | 0,18 | 0,080 | 0,44* | 0,000 |
| ART | 0,39* | 0,000 | 0,57* | 0,000 |
| AFP | 0,87* | 0,000 | 0,72* | 0,000 |
| AIP | 0,43* | 0,000 | 0,61* | 0,000 |
| ARP | 0,34* | 0,001 | 0,51* | 0,000 |
| AFCT | 0,18 | 0,092 | 0,43* | 0,000 |
| AICT | 0,42* | 0,000 | 0,70* | 0,000 |
| ARCT | 0,31* | 0,003 | 0,52* | 0,000 |
| AFCL | 0,19 | 0,075 | 0,53* | 0,000 |
| AICL | 0,56* | 0,000 | 0,60* | 0,000 |
| ARCL | 0,19 | 0,079 | 0,46* | 0,000 |

Nota: Correlação de Pearson. *Correlação significativa. Legenda: Amplitude de Flexão do tronco (AFT); Amplitude de Inclinação do tronco (AIT); Amplitude de Rotação do Tronco (ART); Amplitude de Flexão da Pelve (AFP); Amplitude de Inclinação da Pelve (AIP); Amplitude de Rotação da Pelve (ARP); Amplitude de Flexão da Coluna Torácica (AFCT); Amplitude de Inclinação da Coluna Torácica (AICT); Amplitude de Rotação da Coluna Torácica (ARCT); Amplitude de Flexão da Coluna Lombar (AFCL); Amplitude de Inclinação da Coluna Lombar (AICL); Amplitude de Rotação da Coluna Lombar (ARCL).

Para o GC, foi verificada correlação forte (r=0,87) para a amplitude de flexão da pelve (AFP) com as alturas dos obstáculos, correlação moderada (r=0,56) para a variável amplitude de inclinação da coluna lombar (AICL) e correlação fraca para as variáveis amplitude de rotação do tronco (ART) (r=0,39), amplitude de inclinação e rotação da pelve (AIP; ARP) (r=0,43; r=0,34) e amplitude de inclinação e rotação da coluna torácica (AICT; ARCT) (r=0,42; r=0,31).

Para o GE, foi verificada correlação forte para as variáveis amplitude de flexão do tronco (AFT) (r=0,70), amplitude de flexão da pelve (AFP) (r=0,72), amplitude de inclinação da coluna torácica (AICT) (r=0,70). Foi observada correlação moderada para as variáveis amplitude de rotação do tronco (ART) (r=0,57), amplitude de inclinação e rotação da pelve (AIP; ARP) (r=0,61; r=0,51), amplitude de inclinação e rotação da coluna torácica (AICT; ARCT) (r=0,70; r=0,52), amplitude de flexão e inclinação da coluna lombar (AFCL; AICL) (r=0,53; r=0,60). Por fim, foram observadas correlações fracas para as variáveis amplitude de inclinação

do tronco (AIT) ($r=0,44$), amplitude de flexão da coluna torácica (AFCT) ($r=0,43$) e amplitude de rotação da coluna lombar (ARCL) ($r=0,46$).

DISCUSSÃO

Os principais achados deste estudo indicam que o grupo constituído por pessoas idosas, na ultrapassagem de obstáculos com diferentes alturas, apresentaram maiores valores de amplitude angular em variáveis importantes como flexão e rotação de tronco, inclinação e rotação da coluna torácica e flexão da pelve.

Em ambos os grupos, as amplitudes angulares do tronco nos movimentos de flexão, inclinação e rotação foram influenciadas pela variação da altura do obstáculo na tarefa de ultrapassagem (Figura 1). Quando comparados os grupos, na amplitude de flexão do tronco, com exceção da altura de 10%, todas as demais apresentaram diferenças significativas. Isso indica que, para obstáculos em alturas iguais ou superiores à 15%, as pessoas idosas diferem de adultas jovens, oscilando mais o tronco no plano sagital para realizarem a ultrapassagem. Ou seja, as pessoas idosas realizam ajustes posturais para inclinar o tronco antes de começar o passo de ultrapassagem e, subsequentemente, adotam uma atitude de extensão do tronco no fim do movimento¹⁹.

De modo geral, o GE apresentou amplitudes do tronco maiores que as jovens. Os achados não se assemelham com as afirmações de Kovacs²⁰, que, ao realizar uma revisão de literatura sobre fatores cinemáticos e fisiológicos que se alteram com o avançar da idade, revelou que idosos apresentam uma postura mais “rígida” como estratégia para garantir a estabilidade do tronco. Neste estudo, uma possível explicação para o aumento das amplitudes do tronco seria que, para conseguir ultrapassar o obstáculo com o segundo membro inferior, estas realizaram ajustes para garantir tal movimento. Tal ação ainda poderia ser potencializada pelo fato de o indivíduo perder o contato visual com o obstáculo.

Na coluna torácica, os dados também indicam que a altura de ultrapassagem do obstáculo promoveu alterações significativas nas amplitudes angulares (Figura 2). No entanto, é possível inferir que não houve um aumento progressivo de amplitude em decorrência do incremento da altura em ambos os grupos, como observado em outras variáveis. Na comparação dos movimentos da coluna torácica entre os grupos, observou-se que, na flexão da coluna torácica, o grupo de pessoas idosas apresentou valor

significativamente maior apenas na altura de 35%, e na inclinação desse segmento, os valores das pessoas idosas foi superior, exceto na altura de 10%. Hahn e Chou¹³, utilizando alturas de obstáculos de 2,5%; 5%; 10% e 15% do tamanho do indivíduo, demonstraram que pessoas idosas, ao ultrapassar o obstáculo maior, obtiveram maiores amplitudes no plano sagital do que adultos jovens.

Considerando as diferenças observadas nos resultados do tronco e da coluna torácica, os dados indicam que as pessoas idosas necessitam de maior amplitude desses segmentos para cumprir a tarefa. Tal característica de ultrapassagem pode ser confirmada pela correlação moderada para a amplitude de inclinação do tronco e forte para amplitude de inclinação da coluna torácica.

Na pelve, observou-se que as amplitudes de flexão, inclinação e rotação aumentaram progressivamente com o aumento da altura do obstáculo, em ambos os grupos (Figura 3). Nas comparações entre os grupos, os dados indicam que as pessoas idosas apresentaram maiores valores de amplitude angular de flexão em todas as alturas de ultrapassagem do obstáculo. Na rotação os valores do GE foram maiores nas alturas de 20%, 30% e 40%. Esses resultados podem demonstrar que pessoas idosas apresentam um padrão diferente de jovens, rodando mais a pelve para ultrapassar obstáculos mais altos.

Na coluna lombar, a altura do obstáculo também promoveu diferenças significativas na amplitude angular (Figura 4). De modo geral, o GE apresentou valores maiores de amplitude angular quando comparado com o GC. Na flexão lombar, a amplitude angular das pessoas idosas foi superior na altura de 30%. No movimento de inclinação, os valores foram maiores a partir da altura de 15% e na rotação nas alturas de 20 e 35%. Além disso, os dados obtidos com este estudo indicaram que a flexão e a inclinação da lombar do GE correlacionaram-se moderadamente com as alturas do obstáculo. Por fim, cabe ressaltar que os grupos de indivíduos foram selecionados de modo intencional, sendo uma limitação deste estudo.

Diante dos achados deste estudo, entende-se que podemos contribuir para fundamentar novas pesquisas e discussões a respeito da influência do tronco e da pelve diante da tarefa de ultrapassar obstáculos. Além disso, os resultados apresentados têm implicações práticas, podem contribuir para que profissionais da saúde desenvolvam programas de atividades físicas e reabilitação baseados em dados científicos. Tais dados podem ponderar a intensidade da tarefa para buscar a melhoria de aspectos motores que permitem aos idosos realizar a tarefa de ultrapassar obstáculos com autonomia e segurança.

CONCLUSÃO

Embora as estratégias gerais de locomoção tenham sido semelhantes entre jovens adultas e pessoas idosas, o comportamento locomotor aparentou não ser homogêneo. A maior variabilidade no GE possivelmente decorreu de alterações biomecânicas relacionadas com a idade. O grupo de pessoas idosas, para garantir a ultrapassagem dos obstáculos, aumentou a amplitude de movimento do tronco. Em síntese, ajustes posturais no tronco, na coluna torácica, na lombar e na pelve foram necessários para que estas realizassem a tarefa. Os resultados contribuem para a hipótese de que em idosos ocorre o aumento linear nos deslocamentos do tronco e da pelve na tarefa de ultrapassagem em função do aumento da altura do obstáculo.

Sugere-se a realização de novos estudos com grupos de idosos com restrição física e/ou doença, indivíduos em fase de formação corporal, como crianças e adolescentes, além de verificar possíveis benefícios de programas de intervenção e a utilização de equipamentos biomecânicos como acelerômetros ou eletromiógrafos. Os resultados poderão auxiliar profissionais de Educação Física e Fisioterapeutas com novas informações em relação às estratégias utilizadas pelas pessoas idosas para ultrapassar obstáculos, principalmente em relação ao tronco. Dessa forma, exercícios e atividades voltados à mobilidade e ao fortalecimento do tronco e quadril poderão ser inseridos nas atividades físicas dessa população.

REFERÊNCIAS

- Cozzani M, Castro EM. Estratégias adaptativas durante o andar na presença de obstáculos em idosos: impacto da institucionalização e da condição física. *Rev Paul Educ Fís*. 2005;19(1):49-60.
- Mochida LY, Cesar GM, Santiago PRP, Costa PHL. Estudo dinamométrico da marcha de idosos ultrapassando obstáculos. *Rev Bras Educ Fís Esporte*. 2009;23(01):15-23.
- Kirkwood RN, Araújo PA, Dias CS. Biomecânica da marcha em idosos caídores e não caídores: uma revisão da literatura. *Rev Bras Ciênc Mov*. 2006;14(4):103-10.
- Hurt CP, Rosenblatt N, Crenshaw JR, Grabiner MD. Variation in trunk kinematics influences variation in step width during treadmill walking by older and younger adults. *Gait Posture*. 2010;31(4):461-4. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.02.001.
- Robertson DGE, Cardwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey SN. *Research methods in biomechanics*. 2a ed. Champaign: Human Kinetics; 2013.
- Harley C, Wilkie RM, Wann JP. Stepping over obstacles: attention demands and aging. *Gait Posture*. 2009;29(3):428-32. doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.10.063.
- Hahn ME, Chou LS. Age-related reduction in sagittal plane center of mass motion during obstacle crossing. *J Biomech*. 2004;37(6):837-44. doi: 10.1016/j.jbiomech.2003.11.010.
- Uemura K, Yamada M, Nagai K, Ichihashi N. Older adults at high risk of falling need more time for anticipatory postural adjustment in the precrossing phase of obstacle negotiation. *J Gerontol A: Biol Sci Med Sci*. 2011;66(8):904-9. doi: 10.1093/gerona/glr081.
- Nadeau S, Amblard B, Mesure S, Bourbonnais D. Head and trunk stabilization strategies during forward and backward walking in healthy adults. *Gait Posture*. 2003;18(3):134-42. doi: 10.1016/s0966-6362(02)00070-x.
- Swinnen E, Baeyens JP, Pintens S, Buyl R, Goossens M, et al. Walking more slowly than with normal velocity: The influence on trunk and pelvis kinematics in young and older healthy persons. *Clin Biomech*. 2013;28(7):800-6. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2013.06.013.
- Orcioli-Silva D, Barbieri FA, Santos PCR, Beretta VS, Simieli L, et al. Double obstacles increase gait asymmetry during obstacle crossing in people with Parkinson's disease and healthy older adults: a pilot study. *Sci Rep*. 2020;10(1):2272. doi: 10.1038/s41598-020-59266-y.
- Santinelli FB, Sebastião E, Kuroda MH, Moreno VC, Pilon J, et al. Cortical activity and gait parameter characteristics in people with multiple sclerosis during unobstructed gait and obstacle avoidance. *Gait Posture*. 2021;86:226-32. doi: 10.1016/j.gaitpost.2021.03.026.
- Muir BC, Bodratti LA, Morris CE, Haddad JM, van Emmerik REA, et al. Gait characteristics during inadvertent obstacle contacts in young, middle-aged and older adults. *Gait Posture*. 2020;77:100-4. doi: 10.1016/j.gaitpost.2020.01.020.
- Hulley SB, Cummings SR, Brower WS. *Delineando a pesquisa clínica*. 4a ed. Porto Alegre: Artmed; 2015.
- Roebroek ME, Doorenbosch CA, Harlaar J, Jacobs R, Lankhorst GJ. Biomechanics and muscular activity during sit-to-stand transfer. *Clin Biomech*. 1994;9(4):235-44. doi: 10.1016/0268-0033(94)90004-3.
- Larivière C, Gagnon D, Gravel D, Arseneault AB, Dumas JP, et al. A triaxial dynamometer to monitor lateral bending and axial rotation moments during static trunk extension efforts. *Clin Biomech*. 2001;16(1):80-3. doi: 10.1016/s0268-0033(00)00068-1.
- Reynold, HM, Snow CC, Yooung JW. *Spatial geometry of the human pelvis* [Internet]. Washington (DC): Office of Aviation Medicine Published Date; 1982 [cited 2025 Jan 6]. Available from: <https://rosap.ntl.bts.gov/view/dot/21210>.
- Dancey CP, Reidy J. *Statistics without maths for psychology*. New York: Pearson education; 2007.
- Hahn ME, Chou LS. Age-related reduction in sagittal plane center of mass motion during obstacle crossing. *J Biomech*. 2004;37(6):837-44. doi: 10.1016/j.jbiomech.2003.11.010.
- Kovacs CR. Age-related changes in gait and obstacle avoidance capabilities in older adults: a review. *J Appl Gerontol*. 2005;24(1):21-34. doi: 10.1177/0733464804271279.