

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE MARINGÁ
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
DEPARTAMENTO DE EDUCAÇÃO FÍSICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO ASSOCIADO EM
EDUCAÇÃO FÍSICA – UEM/UEL

RAFAEL FÁVERO BARDY

**ANÁLISE CINEMÁTICA DO TRONCO E
MEMBROS INFERIORES DE IDOSOS DURANTE
A TAREFA DE ULTRAPASSAGEM DE
OBSTÁCULOS**

Maringá
2015

RAFAEL FÁVERO BARDY

**ANÁLISE CINEMÁTICA DO TRONCO E
MEMBROS INFERIORES DE IDOSOS DURANTE
A TAREFA DE ULTRAPASSAGEM DE
OBSTÁCULOS**

Dissertação apresentada ao
Programa de Pós-Graduação
Associado em Educação Física –
UEM/UEL, para obtenção do título de
Mestre em Educação Física.

Orientador: Prof. Dr. Pedro Paulo Deprá

Maringá
2015

Dados Internacionais de Catalogação-na-Publicação (CIP)
(Biblioteca Central - UEM, Maringá – PR., Brasil)

Bardy, Rafael Fávero

B247a Análise cinemática do tronco e membros inferiores de idosos durante a tarefa de ultrapassagem de obstáculos / Rafael Fávero Bardy. -- Maringá, 2015.
97 f., Il.

Orientador: Prof. Dr. Pedro Paulo Deprá

Dissertação (Mestrado em Educação Física) -
Universidade Estadual de Maringá. Centro de Ciências da
Saúde. Departamento de Educação Física. Programa de
Pós-Graduação Associado em Educação Física - UEM-UEL.

1. Biomecânica. 2. Cinemática. 3. Movimento
tridimensional - Idosos. 4. Tronco - Dorso. 5. Tronco
- pelve. 6. Tronco - tórax. 7. Marcha - Ultrapassagem
de obstáculos. I. Deprá, Pedro Paulo, orient.
II. Universidade Estadual de Maringá. Centro de
Ciências da Saúde. Departamento de Educação Física.
Programa de Pós-Graduação Associado em Educação Física
- UEM-UEL. III. Título.

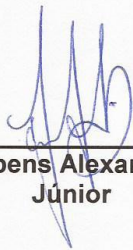
612.76 21.ed.

RAFAEL FÁVERO BARDY

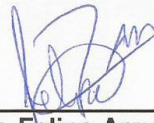
**ANÁLISE CINEMÁTICA DO TRONCO E
MEMBROS INFERIORES DE IDOSOS
DURANTE A TAREFA DE
ULTRAPASSAGEM DE OBSTÁCULOS**

Dissertação apresentada à Universidade Estadual de Maringá, como parte das exigências do Programa de Pós-Graduação Associado em Educação Física – UEM/UEL, na área de concentração em Desempenho Humano e Atividade Física, para obtenção do título de Mestre.

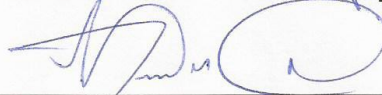
APROVADA em 30 de janeiro de 2015.



Prof. Dr. **Rubens Alexandre da Silva**
Júnior



Prof. Dr. **Felipe Arruda Moura**



Prof. Dr. **Pedro Paulo Deprá**
(Orientador)

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a minha família, mãe, irmã e pai pelos ensinamentos, educação e incentivos que me levam a crer que a vida vale a pena. Também dedico à minha namorada Malú e todos aqueles que estão ao meu lado todos os dias. Meu muito obrigado!

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus pelo agir maravilhoso em minha vida, por não me deixar abater nos momentos difíceis e por sempre me guiar no caminho do bem.

Agradeço a minha família, em especial minha mãe Elizabethe pela pessoa guerreira que sempre foi e por todo sacrifício em prol de minha criação, educação e formação. Se hoje eu estou vencendo mais uma etapa de minha vida, agradeço sempre a ela. Ao meu pai Alessandro que mesmo não estando junto da família tenho certeza que torce por mim e me deseja o melhor.

À minha irmã Sabrina, que nos abençoou com a chegada do Arthur, que veio para alegrar a família num momento tão difícil que passamos. Obrigado pelo companheirismo principalmente neste último ano em que nos tornamos sócios. Desejo que essa parceria dure muito.

Agradeço a minha namorada Malú, pela família maravilhosa que tem, pelo companheirismo incondicional, pelos finais de semana sozinha, por me aturar nos momentos de stress, por entender e acalmar minhas angústias. Um eterno obrigado amor, pela força e incentivo que sempre me deste. Este trabalho também é para você.

Aos meus amigos de LABICOM, Bruna e Fernando, pela parceria nesses anos de mestrado, pelos momentos bons que passamos no laboratório, pelas idas para Londrina e pelos capotamentos juntos. Eu tenho certeza que eu pude crescer muito com vocês e com certeza levarei vocês sempre no meu coração. Ao Guilherme Demitto pela ajuda a todos nós sempre que precisamos.

Ao meu orientador o prof. Dr. Pedro Paulo Deprá, por acreditar acima de tudo na minha pessoa, pela confiança depositada nesses anos, pelos anos de LABICOM, pela amizade, pelas cobranças e pelos momentos de descontração. Tenha certeza que muito do que sou hoje eu aprendi com você, pessoa ética, justa e exemplo de profissionalismo. Um obrigado especial a você.

Aos membros da banca, os professores Felipe, Rubens, Ademar e Sônia por aceitar participar da minha defesa e contribuir para a realização do trabalho.

Aos meus amigos de longa data, Marcelo e Wesley pelos anos de amizade e pelos incentivos para a realização de um sonho. Meu muito obrigado.

Por fim à FINEP - Financiadora de Estudos e Projetos do Ministério da Ciência e Tecnologia, através do Fundo Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico - FNDCT e à SETI - Secretaria de Estado da Ciência, Tecnologia e Ensino Superior por possibilitarem a aquisição de equipamentos para o Sistema de Estudos Biomecânicos 3D dos movimentos.

“Ciência não é decorar a página do livro texto para a prova e esquecer. É perguntar à natureza e saber escutá-la...”

Miguel Nicolelis

“Mil experiências não bastam para se provar que está certo, mas basta uma para provar que está errado”.

Albert Einstein

BARDY, Rafael Fávero. **Análise cinemática do tronco e membros inferiores de idosos durante a tarefa de ultrapassagem de obstáculos**. 2015. 97f. Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Centro de Ciências da Saúde. Universidade Estadual de Maringá, Maringá, 2015.

RESUMO

Tropeçar em obstáculos durante a marcha tem sido reportado como uma das principais causas de quedas entre a população idosa. Outro aspecto a considerar em relação aos idosos é a manutenção do equilíbrio dinâmico, tendo o tronco um importante papel. Este trabalho, de caráter descritivo transversal, teve como objetivo analisar a cinemática do tronco e dos membros inferiores de idosos durante a tarefa de ultrapassagem de obstáculos. A amostra foi constituída de 14 idosas com média de idade de $67,92 \pm 5,07$ anos frequentadoras de um programa de hidroginástica, que fizeram parte do grupo estudo (GE), e 14 mulheres adultas jovens e saudáveis com idade média de $21 \pm 1,54$ 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 espaço-temporais e angulares de tronco e pélvis. Os resultados evidenciaram que as idosas desempenharam maiores amplitudes tridimensionais de tronco e pélvis e menores componentes espaço-temporais como cadência e tempo total de ultrapassagem. Conclui-se com este trabalho que as idosas de modo geral, apresentam uma postura mais conservadora de ultrapassagem a fim de vencer com segurança os obstáculos em decorrência do aumento das amplitudes de tronco e pelve em comparação a adultas jovens.

Palavras-Chave: Idosos. Marcha. Ultrapassagem de Obstáculos.

BARDY, Rafael Fávero. **Kinematic analysis of the trunk and lower limbs of the elderly during crossing obstacles**. 2015. 97f. Dissertação (Mestrado em Educação Física) – Centro de Ciências da Saúde. Universidade Estadual de Maringá, Maringá, 2015.

ABSTRACT

Tripping over obstacles while walking has been reported as a main cause of falls among the elderly people. Another aspect to consider in relation to the elderly is to maintain the dynamic equilibrium during the crossing obstacles task. The sample consisted of 14 elderly women with a mean age of 67.92 ± 5.07 years frequenters of a hydrogymnastics program, which participated in the study group (SG), and 14 healthy young adult women with a mean age of 21 ± 1.54 years which composed the control group (CG). Both groups underwent the crossing obstacles task of different heights using the three-dimensional motion analysis system Vicon®. Spatiotemporal and angular variables of trunk and pelvis were analyzed. The results showed that older people obtained largest three-dimensional amplitudes trunk and pelvis and lower space-time components such as cadence and total passing time. The conclusion of this study suggest that elderly people generally have a more conservative stance of overtaking in order to safely overcome the obstacles with to the increase of the trunk and pelvis amplitudes compared to young adults. This work, cross descriptive, aimed to analyze the kinematics of the trunk and lower limbs of the.

Key Words: Elderly. Walking. Crossing Obstacles

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Definição de passo e passada	26
Figura 2 -	Representação dos períodos de apoio e balanço durante um ciclo de marcha	27
Figura 3 -	Fases do ciclo da marcha	29
Figura 4 -	Imagem do Ambiente de Coleta (Labicom)	41
Figura 5 -	Imagem do Obstáculo	42
Figura 6 -	Imagem do Marcador retrorreflexivo	42
Figura 7 -	<i>Layout</i> do ambiente de coleta - Labicom	43
Figura 8 -	Localização dos marcadores para o modelo <i>Plug-in Gait Full Body</i> – vista anterior	44
Figura 9 -	Localização dos marcadores para o modelo <i>Plug-in Gait Full Body</i> – vista posterior	44

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 -	Alterações da marcha em função do avanço da idade	32
Quadro 2 -	Demonstrativo da pontuação obtida na primeira etapa do teste SPPB	39
Quadro 3 -	Demonstrativo da pontuação obtida na segunda etapa do teste SPPB	39
Quadro 4 -	Demonstrativo da pontuação obtida na terceira etapa do teste SPPB	40

-

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Comparação entre as alturas e os grupos nas variáveis espaço-temporais	51
Tabela 2 -	Comparação entre as alturas e os grupos nas variáveis angulares do tronco como segmento único e coluna torácica fracionados	54
Tabela 3 -	Comparação entre as alturas e os grupos nas variáveis angulares dos segmentos pelve e coluna lombar fracionados	56
Tabela 4 -	Coefficiente de correlação de Pearson entre as variáveis do estudo e as alturas do obstáculo entre os grupos estudo e controle	58

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	13
2. JUSTIFICATIVA	18
2.1. Delimitação do Estudo	19
2.2. Limitações do Estudo	20
2.3. Hipótese do Estudo	20
3. OBJETIVOS	21
3.1. Objetivo Geral	21
3.2. Objetivos Específicos	21
4. REVISÃO DE LITERATURA	23
4.1. Processo de Envelhecimento	23
4.2. Marcha Humana	24
4.2.1. Ciclo da Marcha	26
4.2.2. Fases da Marcha	27
4.3. O tronco na marcha humana	29
4.4. Marcha no idoso	30
4.5. Queda na população idosa	32
4.6. Marcha com Obstáculos	34
5. MÉTODOS	36
5.1. Tipo de estudo	36
5.2. Sujeitos do estudo	36
5.3. Procedimentos de coleta	37
5.3.1. Teste de Capacidade Funcional	38
5.3.2. Análise Cinemática 3D	40
5.3.2.1. <i>Ambiente de Coleta</i>	41
5.3.2.2. <i>Preparação dos Voluntários</i>	43
5.3.2.3. <i>Calibração e Captura</i>	45
5.3.2.4. <i>Descrição da Tarefa</i>	46
5.3.2.5. <i>Tratamento dos Dados</i>	47
5.4. Variáveis do Estudo	47
5.5. Análise dos dados	49
6. RESULTADOS	50

7. DISCUSSÃO.....	60
8. CONCLUSÃO.....	70
REFERÊNCIAS	72
ANEXOS.....	79
APÊNDICES	95

1. INTRODUÇÃO

O mundo está vivendo um contínuo processo de transição demográfica que resulta em populações cada vez mais velhas. Essa transição demográfica que ilustra o envelhecimento da população é um fenômeno que resulta de fatores onde incluem menores taxas de fertilidade e maiores expectativas de vida. A proporção de pessoas com 60 anos ou mais deve, até 2050, triplicar seu número atual alcançando aproximadamente dois bilhões de pessoas (1).

O envelhecimento é um processo natural, inevitável e extremamente complexo que ocorre nos seres humanos. Os mecanismos envolvidos neste processo contínuo são considerados complexos e multifatoriais, envolvendo fatores extrínsecos, intrínsecos e ambientais (2,3).

É certo que os fatores ambientais acrescidos ao avanço da idade e o estilo de vida interferem na qualidade da realização das atividades da vida diária (AVD) das pessoas idosas, tais como: vestir-se, locomover-se, alimentar-se e fazer compras. Dessa forma, a marcha para a população idosa é de fundamental importância como instrumento para a manutenção de suas atividades e de sua interação social (4).

A marcha é uma atividade complexa que envolve o sistema nervoso central, periférico e todo o sistema musculoesquelético. Em outras palavras, é uma tarefa funcional que exige interações complexas de coordenação entre muitas articulações do corpo, especialmente da extremidade inferior do corpo humano (5).

Quando se considera a marcha como uma condição de contínua perturbação do equilíbrio no processo de transferência de 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 envelhecimento (6).

De acordo com o Kirkwood, Araújo e Dias (7) o envelhecimento leva a alterações nas variáveis temporais e espaciais da marcha como: redução da velocidade e comprimento da passada, aumento da base de suporte e permanência na fase de duplo apoio a fim de ganhar estabilidade.

Com o envelhecimento, ocorrem alterações nas variáveis cinemáticas angulares durante o ciclo da marcha, como a redução da amplitude de movimento

das articulações do quadril e tornozelo. Completando esta informação, Hurt, Rosenblatt, Crenshaw e Grabiner (8) afirmam que pessoas com mais de 60 anos adotam um padrão mais conservador durante a marcha, apresentando, além dos fatores citados anteriormente, uma redução na amplitude de movimento da coluna vertebral e uma menor variabilidade da posição do Centro de Massa (COM) do tronco. Essas alterações no padrão da marcha podem ser um indício de uma estratégia compensatória para garantir o equilíbrio e reduzir o risco de queda em idosos.

Ainda em relação ao tronco, ele é considerado o segmento mais pesado do corpo, sendo assim, tem grande contribuição na transmissão de impulso. Dessa forma, inúmeros mecanismos compensatórios podem aparecer no tronco durante a marcha humana em uma variedade de condições, como por exemplo, o envelhecimento(9).

A avaliação quantitativa da cinemática da marcha tem sido empregado por diversos autores. Nadeau, Amblard, Measure e Bourbonnais (10) investigaram cinematicamente as estratégias de equilíbrio da cabeça e do tronco durante a marcha para frente e para trás sob as condições de olhos abertos e fechados em superfície dura e macia. Com o estudo, os autores concluíram que com o incremento da dificuldade da marcha, o tronco reduz suas amplitudes angulares deixando-o mais rígido, permitindo assim uma estabilidade maior dos outros segmentos como a cabeça e da pélvis.

Swinnem et al., (11) procuraram comparar a cinemática do tronco e da pelve de 32 voluntários, entre jovens (20 e 30 anos) e voluntários de meia idade (50 e 60 anos) na tarefa de caminhar em velocidade baixa e normal por meio da utilização de uma esteira e um sistema de análise tridimensional. Os autores verificaram que os voluntários apresentaram menores inclinações laterais da pelve e diminuição nos movimentos verticais e rotacionais do tronco. Em suma, os autores concluem que os idosos apresentam diferentes padrões de marcha em relação aos jovens, assim como com a alteração da velocidade da marcha.

O tronco também está envolvido nas diversas atividades de vida diária (12). Krebs, Wong, Jevsevar, Riley e Hodge (13) realizaram um estudo com o intuito de investigar a cinemática angular do tronco durante a marcha, subindo e descendo escadas e levantando de uma cadeira. Participaram do estudo 11 indivíduos

saudáveis apresentando uma grande variação de idade entre eles (27 a 88 anos de idade). Os autores verificaram que houve uma maior coordenação motora entre o tronco e a pélvis durante a execução dos movimentos anti-gravitacionais, como levantar da cadeira e subir a escada, sugerindo assim que essa ação sinérgica seja uma estratégia para garantir a estabilidade (equilíbrio) nas tarefas que são potencialmente desestabilizadoras.

Outro aspecto a considerar em relação aos idosos é a manutenção do equilíbrio dinâmico dessa população, sendo as quedas importantes causas de morbidade e mortalidade desses indivíduos, pois esses caem durante o desenvolvimento da marcha (14). No Brasil, assim como em outros países, a prevalência de quedas encontrada na população idosa é de aproximadamente 30% (15,16). Portanto, as quedas entre a população idosa é algo que merece destaque configurando-se um problema de saúde pública.

Yamada et al., (17) afirmam que mais de 50% da incidência de quedas em idosos ocorre devido aos tropeços ou deslizamentos que ocorrem durante o desenvolvimento da marcha. Em grande parte desses casos há um fator externo, como um obstáculo, que contribui para o acontecimento da queda.

Tropeçar em obstáculos durante a marcha tem sido reportado como uma das principais causas de quedas entre a população idosa (18,19). Esta ação representa entre 35 e 53% de todas quedas, além de ser mencionada como responsável por 12 a 22% das fraturas de quadril envolvendo pessoas idosas (20). Overstall, et al., (21) em 1977, já indicavam que 47% das quedas entre essa população ocorria por conta de tropeçar em obstáculos.

Diante da importância do assunto para a sociedade, a ação de ultrapassar obstáculos durante a marcha se tornou objeto de estudo e investigação por diversos autores, em diferentes situações e contextos.

Lu, chen e chen (22), compararam 15 jovens e 15 idosos saudáveis durante a travessia de obstáculos com alturas de 10%, 20% e 30% do comprimento da perna de cada participante com o objetivo de investigar possíveis diferenças cinemáticas angulares e variáveis espaço temporais dos membros inferiores. Os autores apontaram que os idosos utilizaram uma estratégia de aumentar a flexão do quadril durante a travessia dos obstáculos. Segundos os mesmos, essa estratégia parecia

uma ação conservadora para a fim de garantir a ultrapassagem evitando assim um tropeço e conseqüentemente uma queda.

Hahn e Chou (19) procuraram comparar a interação do deslocamento do centro de massa e do centro de pressão de 13 idosos e 13 jovens durante a ultrapassagem de obstáculos com alturas de 2,5; 5; 10 e 15% da altura de cada sujeito, com o intuito de compreender o efeito da idade no controle do equilíbrio dinâmico. Os autores não encontraram diferenças nas variáveis espaço temporais da marcha entre os voluntários, encontrando apenas uma redução no deslocamento anteroposterior do centro de massa. Os achados dos autores apontam para uma estratégia conservadora devido a diminuição da força muscular inerente ao processo de envelhecimento, levando à redução anteroposterior do centro de massa durante a realização da tarefa.

Cozzani e Castro (4) compararam os parâmetros cinemáticos da marcha de idosos ativos e sedentários durante a tarefa de ultrapassagem de obstáculos de dois e 15 centímetros de altura. As variáveis estudadas foram o comprimento e a velocidade da passada que precedia a ultrapassagem além das distâncias pé- obstáculo pré, durante e após a ultrapassagem. Após os resultados os autores inferiram que os idosos institucionalizados variam menos as distâncias de ultrapassagem, sendo tal evento, atribuído a um mecanismo protetor do indivíduo a fim de garantir a ultrapassagem dos obstáculos.

Chen, Lu, Wang e Huang (23) procuraram investigar as estratégias biomecânicas dos membros inferiores utilizadas por idosos com osteoartrose de joelhos para realizar a tarefa de ultrapassagem de obstáculos de 10, 20 e 30% do comprimento da perna. Participaram do estudo 15 idosas com osteoartrose de joelhos e 15 idosas que não possuíam a patologia que serviram de grupo controle. Os autores concluíram que o grupo que possuía a patologia apresentou uma redução das amplitudes nos componentes extensores de joelhos e abdutores e em contrapartida uma maior amplitude dos extensores de quadril, sugerindo que essas alterações poderiam levar a um aumento do risco de queda entre os voluntários.

Podemos observar que os estudos envolvendo o tronco são focados em inúmeras atividades de vida diária como também no gesto esportivo. No entanto, não encontramos trabalhos que abordassem especificamente a ação do tronco durante a tarefa de ultrapassagem de obstáculos. Em relação à tarefa de

ultrapassagem de obstáculos, os estudos têm se concentrado em investigar parâmetros cinemáticos ou cinéticos dos membros inferiores e pélvis. No entanto, o tronco é um segmento fundamental para realização da tarefa, pois favorece tanto para a estabilidade da marcha quanto para a propulsão do corpo

Um ponto a considerar é a de que não há na literatura, um padrão em relação à altura dos obstáculos. Alguns autores adotam alturas pré-estabelecidas já outros adotam medidas correspondentes à porcentagem do comprimento da perna ou do corpo de cada sujeito. Portanto, fracionar a altura dos obstáculos levando em consideração o comprimento do membro inferior do sujeito se torna interessante para o entendimento de como ocorre as adaptações do idoso em função da variação da altura do obstáculo.

Diante do exposto depara-se com a seguinte questão: Existe alteração significativa na cinemática do tronco e dos membros inferiores de idosos durante a tarefa de ultrapassagem de obstáculos de diferentes alturas?

2. JUSTIFICATIVA

A senescência é um processo natural que ocorre nos seres humanos, sendo inevitáveis as mudanças decorrentes deste processo. O aumento da expectativa de vida tem levado a transformações na pirâmide populacional devido ao envelhecimento das pessoas, provocando mudanças no perfil de morbimortalidade da população (2). Tal fato tem gerado uma preocupação com a qualidade de vida dos idosos e tem tornado uma ferramenta importante para o entendimento dos mecanismos fisiológicos associados ao envelhecimento (24).

As quedas na população idosa fazem parte de um evento multifatorial e decorrente de fatores intrínsecos e extrínsecos. Dentre os fatores intrínsecos estão aqueles relacionados ao sujeito, como redução dos sistemas que compõe o controle postural, doenças, transtornos físicos e mentais. Já entre os fatores extrínsecos têm-se aqueles relacionados ao ambiente, como iluminação, tapetes soltos, degraus altos ou obstáculos (25).

As quedas também são responsáveis pelo declínio da capacidade funcional e conseqüentemente da qualidade de vida dos idosos devido ao alto risco de institucionalização, além de toda repercussão gerada após uma queda (cuidados familiares, cuidados especiais devido a reabilitação ou adaptação do idoso).

Como já foi reportado que tropeçar em obstáculos durante a marcha é um dos fatores associados ao risco de queda entre a população idosa, conhecer os mecanismos utilizados pelo sistema locomotor para a realização da tarefa de ultrapassagem de obstáculos se torna útil para a concepção de dispositivos de prevenção tal como a elaboração de programas focados na prevenção de quedas elaborados por Profissionais da Educação Física e Fisioterapeutas (22).

O idoso durante suas atividades de vida diária, está frequentemente exposto ao desafio de transpor, subir ou descer um obstáculo, como por exemplo, subir ou descer uma escada dentro do próprio domicílio ou fora e até mesmo ultrapassar um galho caído da calçada durante sua ida ao supermercado. Entender os ajustes realizados pelos idosos em função da alteração da altura do obstáculo, permite aos profissionais já citados, nortear seus programas frente à essa população.

O tronco desempenha um importante papel na execução da marcha, contribuindo na transmissão do impulso e favorecendo a propulsão, além de ajudar na transferência da massa corporal de um lado de apoio para outro. Apesar do tronco ser um segmento importante no desenvolvimento da marcha humana, poucos estudos que envolvem a marcha tem o abordado, sendo a atenção voltada para os membros inferiores, ficando o tronco muitas vezes excluído das análises (10,11).

Krebs, Wong, Jevsevar, Riley e Hodge (13) já mencionavam que analisar a cinemática da parte superior do corpo, no caso o tronco, durante as atividades de vida diárias são importantes para a compreensão do controle locomotor desse segmento. Portanto, a fim de compreender a influência do tronco na marcha além de sua cinemática, o tronco deve ser considerado um componente importante nesta análise.

Os Fisioterapeutas e Profissionais da Educação Física estão intrinsecamente ligados à população idosa, pois são agentes intercessores no processo de envelhecimento da população que devem conhecer além do processo de envelhecimento também, os fatores capazes de interferir na saúde e na qualidade de vida desses idosos. É o caso da tarefa de ultrapassar obstáculos durante a marcha onde qualquer indivíduo no seu dia-a-dia se depara e tem a necessidade de vencê-lo e seguir seu caminho. Portanto, espera-se com o presente trabalho entender melhor sobre as estratégias adotadas pelos indivíduos idosos na tarefa de ultrapassagem de obstáculos em diferentes alturas, com o foco especial no comportamento do tronco.

2.1. Delimitação do estudo

Esta pesquisa foi delimitada por uma análise cinemática linear e angular de idosos na execução da tarefa da marcha com ultrapassagem de obstáculos. Devido a ausência de parâmetros para posterior análise e discussão houve a necessidade da criação de um Grupo Controle composto por adultos jovens para determinação de parâmetros relativos à tarefa.

2.2. Limitação do estudo

O estudo limitou-se a não controlar o comportamento das variáveis cinéticas como a magnitude da força de reação do solo e da sua localização espacial, além do nível de ativação muscular, por meio dos instrumentos de plataforma de força e eletromiografia, embora também sejam variáveis importantes.

2.3. Hipóteses de Estudo

1 - Espera-se encontrar uma associação das variáveis angulares entre o tronco e a pelve, tal como entre as variáveis angulares desses segmentos com o incremento da altura dos obstáculos, de forma que quanto maior a altura do obstáculo, maiores sejam os deslocamentos angulares.

2 - Espera-se uma redução nas variáveis espaço temporais da marcha na tarefa de ultrapassagem de obstáculos em função do aumento da altura dos obstáculos.

3 - Espera-se encontrar diferenças significativas nas variáveis angulares e espaço temporais entre o grupo de idosos e o grupo de jovens em função da altura dos obstáculos.

3. OBJETIVOS

A seguir será apresentado o objetivo geral e os objetivos específicos do trabalho.

3.1. Objetivo Geral

Analisar as características cinemáticas da marcha e do segmento tronco durante a tarefa de ultrapassagem de obstáculos em idosos e adultos jovens.

3.2 Objetivos Específicos

- Quantificar e comparar os parâmetros espaço-temporais do ciclo da marcha de idosos e jovens durante a tarefa de ultrapassagem de obstáculos em diferentes alturas;
- Quantificar e comparar as amplitudes angulares absolutos do tronco como segmento único e da pelve de idosos e jovens durante a tarefa de ultrapassagem em obstáculos de diferentes alturas;
- Quantificar e comparar as amplitudes angulares absolutos da coluna torácica e lombar de idosos e jovens durante a tarefa de ultrapassagem em obstáculos de diferentes alturas;
- Quantificar e comparar a distância vertical e horizontal do pé em relação ao obstáculo além da base de suporte de idosos e jovens durante a tarefa de ultrapassagem em obstáculos de diferentes alturas;
- Correlacionar os movimentos do tronco de idosos e jovens e a altura do obstáculo na tarefa de ultrapassagem;

- Correlacionar os movimentos da coluna torácica e lombar de idosos e jovens e a altura do obstáculo na tarefa de ultrapassagem;
- Correlacionar os movimentos do tronco e da coluna (lombar e torácica) de idosos e jovens na tarefa de ultrapassagem de obstáculos e o nível funcional.

4. REVISÃO DA LITERATURA

Neste capítulo será abordado sobre a revisão de literatura. A seguir, abordaremos sobre o processo de envelhecimento, a marcha humana, o ciclo e as fases da marcha, o tronco na marcha humana, a marcha e as quedas na população idosa e por fim, a marcha com obstáculos.

4.1. Processo de envelhecimento

O envelhecimento pode ser entendido como um processo dinâmico e progressivo, onde ocorre alterações morfológicas, funcionais, psicológicas e bioquímicas. Essas alterações levam a perda de capacidade de adaptação do indivíduo ao meio ambiente e também a diminuição da reserva funcional, fazendo com que aumente a vulnerabilidade e a incidência de processos patológicos que terminam por levá-lo à morte (26).

Para Rebelatto e Morelli (27) o envelhecimento é um processo gradual e espontâneo do organismo, no qual correm mudanças biológicas do crescimento durante a infância, puberdade e idade adulta, e no declínio durante a meia idade e a idade tardia.

Já Santos e Andrade (28) abordam o envelhecer como sendo um processo natural e fisiológico representando a passagem do tempo, no qual as experiências emocionais, psicológicas e ambientais vividas durante ao longo da vida, tornam cada indivíduo singular e individual.

Para tanto, os autores apontam que o envelhecer leva em consideração todas as mudanças que podem ocorrer nesse processo. Essas mudanças podem ser negativas ou positivas. As negativas são relacionadas aos mecanismos genético-biológico, como as alterações das capacidades biomecânicas; capacidades sensoriais e psicomotoras; mudanças na velocidade de processamento de informações e danos a memória. Já os mecanismos positivos pode-se citar a maior seletividade socioemocional; maior capacidade de estabelecer prioridade; maior precaução e precisão ao realizar tarefas (28).

Para Carvalho Filho e Papaléo Netto (29) as manifestações somáticas do envelhecimento são geralmente evidentes e facilmente observáveis havendo, de certa forma, muitas discordâncias quanto a verdadeira origem do processo comum a todos os seres vivos.

Diversas teorias têm sido propostas na tentativa de explicar o envelhecimento, porém muitas delas não possuem qualquer base científica ou nunca foram testadas. Além das teorias, o processo de envelhecimento, envolve uma série de fatores que influenciam no processo. A influência desses fatores pode contribuir para um envelhecimento mais precoce ou até retardar o avanço do envelhecimento. Podemos dividir didaticamente os fatores que interferem no envelhecimento humano em fatores intrínsecos e extrínsecos.

Os fatores intrínsecos são aqueles inerentes ao indivíduo em particular. Dentre eles podemos citar a genética, as ações dos radicais livres nas células, fatores relacionados à imunidade do organismo ao longo do tempo e ligações cruzadas de macromoléculas do tecido conjuntivo. Já entre os fatores ditos extrínsecos, são aqueles em que o fator ambiental é o elemento interveniente no processo. Nele, pode-se destacar diretamente os efeitos da exposição à radiação, poluição e alimentação, e indiretamente os efeitos das tensões emocionais que levam ao surgimento de doenças precocemente e até mesmo os efeitos da altitude que minimizam os aparecimento de doenças coronarianas (30).

O envelhecimento biológico dito “normal” leva à diminuição gradativa das reservas funcionais do organismo. Esse efeito pode ser observado em todos os aparelhos e sistemas como: muscular, ósseo, nervoso, circulatório, respiratórios, pulmonar, endócrino, gênitourinário, digestório e imunológico(31).

4.2. Marcha Humana

A marcha humana é um meio natural que o corpo utiliza para se deslocar de um local para outro, permitindo percorrer variadas distâncias. Ela pode ser entendida como um método progressivo que envolve os membros inferiores que se movimentam de forma rítmica e alternada para fornecer apoio e propulsão (32).

A marcha também pode ser compreendida como uma forma de progressão bípede que, através de movimentos repetitivos, há períodos chamados de suporte duplo (os dois pés estão em contato com o solo) intercalados com períodos de suporte único, ou seja, o corpo é sustentado por apenas o pé que está em contato com o solo (33).

Durante o desenvolvimento da marcha, o corpo utiliza uma sequência de movimentos repetidos do membro inferior na intenção de movimenta-lo à frente enquanto, ao mesmo tempo, mantém a estabilidade postural. Pode-se considerar essas sequências de movimentos como sendo componentes da marcha. Basicamente, os componentes da marcha classificam-se em temporais, espaciais e angulares.

Os componentes temporais são aqueles eventos relacionados com o tempo na qual elas ocorrem e geralmente são mensurados em segundos, como por exemplo, o tempo da fase de duplo apoio. Já os componentes espaciais são os eventos que se referem às distâncias percorridas pelos membros, por exemplo, o comprimento do passo (32). Os componentes angulares são eventos que se referem aos deslocamentos angulares das articulações dos membros inferiores, que podem realizar movimentos em todos os planos durante a marcha, mas a maior parte deles se concentram no plano sagital (33).

Ainda se tratando de componentes envolvidos na marcha humana, destacam-se os componentes cinéticos. Estes componentes referem-se às forças (internas e externas), que causam o movimento. As forças internas são aquelas geradas por elementos contráteis e não contráteis, que podem agir positiva ou negativamente na marcha. As forças externas, consideram-se a gravidade e a força de reação do solo, sendo esta, a gerada quando o pé toca o solo.

Em razão de cada sequência envolver uma série de interações, principalmente as relacionadas aos membros inferiores, para que seja possível a análise da marcha é fundamental a segmentação do movimento de forma que essa sequência seja entendida como um ciclo, facilitando assim, a identificação dos eventos relacionados a cada etapa (34).

4.2.1. Ciclo da Marcha

Durante o desenvolvimento da marcha humana para frente, um dos membros inferiores serve como um apoio móvel ao mesmo tempo em que o membro inferior contralateral avança para uma nova posição de apoio. Logo em seguida, os membros inferiores invertem seus papéis e assim sucessivamente. Entre um avançar e outro dos membros inferiores, também se faz necessário a transferência do peso do corpo de um membro para outro, nesse momento, ambos os pés estão em contato com o solo (34).

Uma única sequência das funções apresentada anteriormente por um dos membros inferiores é chamada de ciclo da marcha e é compreendido pelo seu início com o contato do calcanhar sobre o solo e seu término pelo contato do mesmo calcanhar no solo novamente. Embora seja considerado o início do ciclo da marcha o contato do calcanhar sobre o solo, qualquer fase do ciclo poderia servir como início, porém, o toque do calcanhar sobre a superfície é o evento mais facilmente definido (35).

O ciclo da marcha, segundo Perry (34) também pode ser identificado pelo emprego de seu termo descritivo “passada”, que é caracterizada pela distância entre dois contatos iniciais no solo de forma sequencial do mesmo membro inferior. Sendo assim, um ciclo de marcha compreende dois passos. Um passo é definido na sequência de eventos, como sendo a distância entre o primeiro contato de um pé com o solo e o primeiro contato do pé contralateral com o solo (Figura 1).

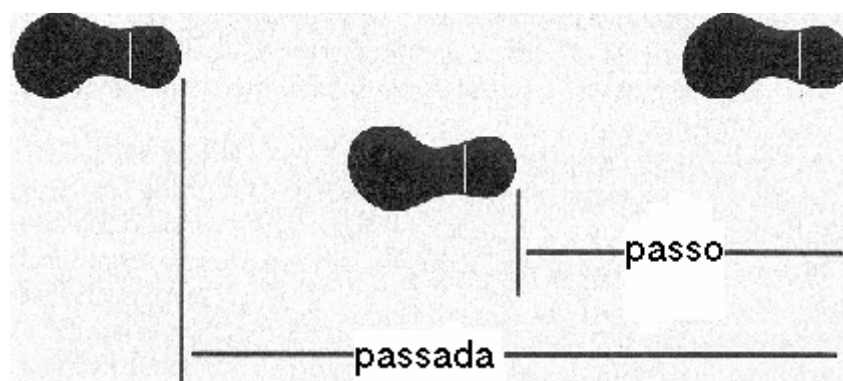


Figura 1. Definição de Passo e Passada. Fonte: Retirada e Adaptada de Perry, (2005, p. 4).

O ciclo da marcha é comumente dividido em dois períodos, sendo o período de “apoio” e o período de “balanço”. O período de apoio configura-se em todo o período em que o pé está em contato com a superfície, enquanto o período de balanço compreende ao tempo em que o pé se desloca no ar para o avanço do membro (Figura 2).

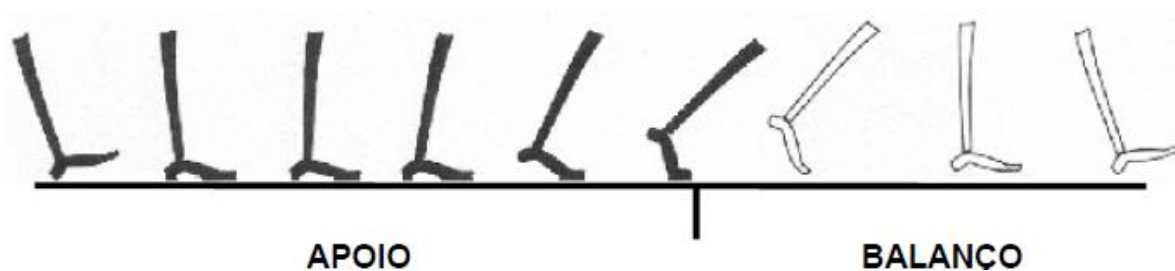


Figura 2: Representação dos períodos de apoio e balanço durante um ciclo de marcha. Fonte: Retirada e Adaptada de Perry, (2005. p. 2).

De acordo com Kirtley (35) há momentos, durante o período de apoio, em que apenas um pé está em contato com a superfície e momentos em que os dois pés estão em contato com a superfície. Devido a isso, o período de apoio pode ser subdividido em três partes sucessivamente, sendo o duplo apoio inicial, o apoio simples do membro e o duplo apoio terminal. Os eventos do ciclo de marcha citados anteriormente, podem ser expressos em valores percentuais através da relação do instante em que eles ocorrem. Para uma marcha em velocidade natural e se tratando de indivíduos normais, o tempo de duração para o período de apoio é na ordem de 60%, cabendo então, 40% para o período de balanço.

Além da subdivisão do período de apoio em três partes que agregado ao período de balanço, somam os 100% do ciclo, a marcha humana ainda apresenta subdivisões funcionais do ciclo que são conhecidas como fases da marcha (36).

4.2.2 Fases da Marcha

Para um ciclo completo da marcha, existem oito fases distintas, porém interligadas entre si. A combinação adequada e sequencial das oito fases permite ao

membro realizar três tarefas ditas como básicas sendo: aceitação de peso, apoio simples e avanço do membro (36).

Portanto a apresentação das fases do ciclo da marcha toma como ponto de referência as três tarefas básicas citadas acima.

As fases existentes no ciclo da marcha são: o contato inicial, resposta à carga, a fase de apoio simples (que envolve as subfases apoio médio e apoio terminal), além das fases finais que compreendem as fases de pré-balanço, balanço inicial, médio e terminal), conforme ilustra a figura 3.

A fase que ocorre na tarefa básica aceitação de peso, tem seu início no instante em que o pé toca o solo, possuindo duração de até 2% do ciclo de marcha. Também pertence a essa tarefa básica a fase de resposta à carga, que tem seu início logo após o contato inicial e termina com a retirada do pé contralateral do solo, em 10% do ciclo de marcha (34,36).

Para a tarefa básica de apoio simples, duas fases estão envolvidas nessa tarefa, o apoio médio e apoio terminal. A fase de apoio médio inicia com a retirada do pé contralateral do solo, correspondendo em aproximadamente 10% do ciclo de marcha. Já a fase de apoio terminal inicia-se ao término do apoio médio, que é caracterizado pelo desprendimento do calcanhar do solo, em 30% do ciclo de marcha. O final da fase compreende em 50% do ciclo de marcha, com o contato inicial do membro contralateral (32)

A terceira tarefa básica do corpo durante a marcha culmina em quatro fases que se inicia com o final da fase de apoio, passando pelas fases de balanço inicial e médio e finalizando com a fase de balanço terminal. A primeira fase denominada pré-balanço, inicia-se logo após o contato terminal do membro juntamente com o contato inicial do membro contralateral a 50% da fase. Essa fase finaliza com o desprendimento dos dedos do membro ipsilateral do solo a 60% (34).

A fase de balanço inicial tem seu início com a retirada do pé do solo e termina quando o pé de balanço está oposto ao pé de apoio, correspondendo de 60 a 73% do ciclo de marcha. A fase de balanço médio inicia quando o membro de balanço cruza o membro de apoio oposto e termina quando o membro de balanço está verticalizado em relação ao solo. Essa fase compreende de 73 a 87% do ciclo da marcha. Já a última fase, chamada de balanço terminal, tem seu início marcado pela

verticalização da perna de balanço e termina quando o pé toca o solo correspondendo de 87 a 100% do ciclo (32).

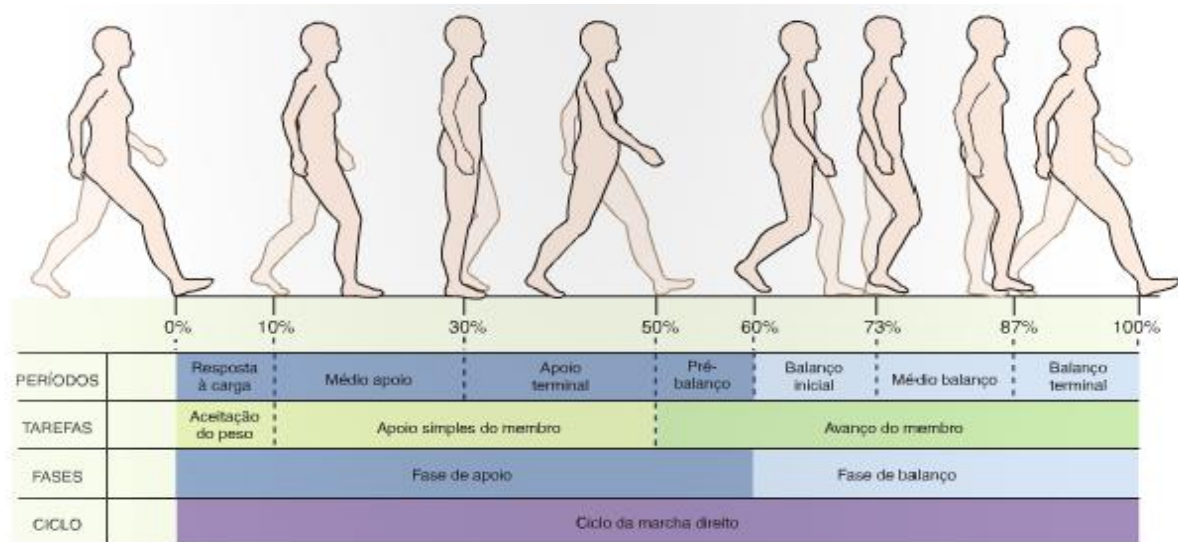


Figura 3: Fases do ciclo da marcha. Fonte: Retirada e adaptada de Neumann (2011, p. 636)

4.3. O tronco na marcha humana

De uma forma simples, para as análises da marcha humana, pode-se dividir didaticamente o corpo humano em duas porções ou subsistemas: a porção inferior compreendida pelos membros inferiores, podendo ou não estar incluso o quadril e a porção superior do corpo compreendido pelo tronco, membros superiores e cabeça (37).

O tronco é o segmento mais pesado do corpo (em torno de 60% da massa total). Ele, juntamente com a cabeça e os braços representam cerca de dois terços do peso corporal, sendo um segmento importante a ser controlado durante a marcha. Sendo assim, inúmeros mecanismos compensatórios podem aparecer ao nível do tronco durante a marcha humana em uma variedade de condições (9,38).

Segundo Swinnen et al., (11) o tronco tem a maior contribuição para transmitir impulso contribuindo na propulsão, na transferência da massa corporal de um lado de apoio para outro. Dessa forma, além de ajudar na redução do deslocamento do centro de massa do corpo o tronco ajuda conservar energia enquanto o indivíduo se locomove.

O tronco durante o desenvolvimento da marcha é considerado um “passageiro”, pois é carregado passivamente pelos membros inferiores que tem a função de “unidade locomotora”. Apesar de ser um elemento “passivo” durante a marcha, o tronco é um segmento de grande importância para a realização da tarefa. Ele tem a função de contribuir tanto para a estabilidade quanto para a propulsão do corpo durante a marcha.

Ainda em relação ao importante papel do tronco na locomoção, Syczewska, Oberg e Karlsson (37) complementam exemplificando que é possível observar clinicamente que tanto indivíduos que apresentam alguma patologia nos membros inferiores quanto indivíduos com patologias na coluna, como por exemplo, escoliose, também apresentam alterações no padrão da marcha.

Moe-Nilssen e Helbostad (39) relatam em seu trabalho que restrições na mobilidade do tronco podem levar a diminuição na largura do passo. Essa alteração sugere uma relação entre a cinemática do tronco e o controle da largura do passo.

Dentre os fatores que levam às restrições do tronco está o envelhecimento dos seres humanos. Alterações micro e macroscópicas acontecem nas estruturas articulares e musculares do tronco ao longo do processo de envelhecimento. Alterações nos discos intervertebrais, como perda da hidratação das mesmas e surgimento de processos degenerativos levam a um aumento da rigidez. Esses fatores levam a diminuição da amplitude de movimento da coluna (40).

4.4. Marcha no idoso

A senescência é um processo progressivo e irreversível para todos os seres humanos. O sistema de locomoção é um dos fatores que sofrem com o avanço da idade e consequente deterioração progressiva que o organismo sofre ao longo da vida. Muitos estudos têm sido realizados na busca de se investigar as mudanças que ocorrem na marcha com o avançar da idade. A marcha na população idosa é um evento bastante característico, pois ela é distinta da marcha observada na população jovem (31,41).

Em razão do avanço da idade, alguns aspectos da marcha se alteram. Um dos fatores que se alteram na população idosa é a velocidade da marcha. A velocidade está intimamente ligada ao comprimento da passada e da cadência

(número de passadas por um intervalo de tempo, normalmente por minuto), que na população idosa se encontram reduzidas. Segundo Menz, Lord e Fitzpatrick (42) essas alterações ocorrem a fim do idoso garantir a estabilidade necessária para se locomover. Outros autores atribuem às alterações relacionadas à velocidade, o medo de cair a pequenas contraturas dos flexores do quadril levando a uma diminuição do comprimento da passada (30,34).

O equilíbrio é outro fator que se modifica com o avançar da idade. Tanto para o equilíbrio estático quanto para o dinâmico, ajustes são necessários para que o idoso garanta a postura em pé. No caso do equilíbrio estático há a necessidade de uma maior base de apoio, com o aumento da base e da angulação dos pés (rotação externa). Já para o equilíbrio dinâmico, mais especificamente em relação aos ciclos da marcha, há um encurtamento do tempo da fase de balanço, pois é a fase que gera maior instabilidade para o idoso, em contra partida, há um aumento do tempo da fase de duplo apoio, pois é a fase de maior estabilidade para essa população (43).

A fim de garantir a estabilidade durante a marcha com o envelhecer, a mobilidade da coluna fica reduzida, assim como as rotações e inclinações também ficam menores. A movimentação dos membros superiores, também são afetadas, reduzindo também sua movimentação. Consequentemente, essas mudanças também acarretam na redução da velocidade da marcha. Outros fatores também se reduzem com o envelhecimento como a mobilidade do tornozelo e a amplitude de dorsiflexão do pé.

Ao analisar a gama de alterações existentes na marcha na população idosa, percebe-se que há uma inter-relação entre eles. Essas alterações, em resumo, se devem aos vícios posturais, diminuição na amplitude de movimento das articulações e, em especial a mobilidade da coluna ou perda de equilíbrio de natureza neurológica (26,41).

A seguir, será apresentado um resumo com as alterações na marcha em função do avançar da idade (Quadro 1).

Fator	Efeito do envelhecimento
Comprimento do passo	Diminuído
Comprimento da passada	Diminuído
Largura da base	Aumentado
Cadência	Pouco alterado ou diminuído
Fase de apoio simples	Diminuído
Fase de duplo apoio	Aumentado
Velocidade	Diminuído
Rotação do tronco	Diminuído
Inclinação anterior/posterior da pelve	Diminuído
Amplitude de movimento do tornozelo	Diminuído
Distância em altura entre os dedos do pé e o solo	Aumentado

Quadro 1. Alterações da marcha em função do avanço da idade. Fonte: Retirado e Adaptado de Trew e Everett, (2010, p. 187).

4.5. Queda na população idosa

As quedas para a população idosa representam um significado de muita importância, pois além da possibilidade de levá-los à incapacidade, também podem ocasionar injúria e morte. O custo social em razão das quedas é imenso e torna-se maior quando o idoso tem diminuição da autonomia e da independência ou passa a necessitar de institucionalização (44).

Devido às complicações para saúde, custos assistenciais e sua alta incidência, as quedas em idosos são consideradas como um dos principais problemas de saúde pública (45).

A queda pode ser definida como um deslocamento não intencional do corpo para um nível inferior à posição inicial, com incapacidade de correção em tempo hábil, determinado por circunstâncias multifatoriais que comprometem a estabilidade do indivíduo (46). A queda é definida também como um evento definido por episódios de desequilíbrio que levam o idoso ao chão. Ela pode ser determinada por qualquer contato acidental com superfícies próximas, como uma cadeira ou um balcão (47).

Segundo Ribeiro e Carvalho e Papaléo Netto (29,48) as consequências das quedas principalmente na população idosa podem ser bastante limitadoras e em alguns casos fatais, representando um alto índice de morbimortalidade nessa população em razão das quedas. Dentre os principais problemas decorrentes das quedas podemos citar as fraturas de diversos segmentos ósseos, lesões na cabeça, ferimentos graves, ansiedade, depressão, a síndrome do medo, entre outros fatores agravantes.

A incapacidade de se levantar sozinho após o episódio, levando o idoso a um longo tempo de permanência caído no chão, pode trazer problemas físicos e psicológicos, incluindo desidratação, pneumonia e medo de outras quedas. Outro fator preocupante a considerar em relação à queda é o fator psicológico. O medo após uma queda, também pode gerar no idoso traumas sérios como, por exemplo, ficar horas sobre uma cama ou cadeira evitando de se levantar e locomover, o isolamento social, e em casos mais graves, imobilidade e necessidade de internamento (30,49)

As causas que levam às quedas em idosos são múltiplas e podem ser agrupadas em fatores intrínsecos e extrínsecos. Em relação aos fatores intrínsecos, encontram-se as alterações fisiológicas (inerentes ao próprio processo de envelhecimento), condições patológicas e até mesmo efeitos diretos e indiretos em relação ao uso de medicamentos. Entre os fatores extrínsecos, destacam-se os relacionados ao ambiente (tapetes soltos, degraus ou obstáculos) e calçados inadequados. A maioria das quedas apresentadas pelos idosos resulta de uma interação complexa entre estes fatores, resultando no comprometimento dos sistemas envolvidos na manutenção do equilíbrio (25,46).

Em suma, o risco de queda entre a população aumenta consideravelmente com o avançar da idade. Devido a isso, as quedas hoje se configuram como um problema de saúde pública com altos índices de morbimortalidade. As quedas sofridas pela população idosa podem estar vinculadas à diversas causas, sendo que, tropeçar em obstáculos é uma causa considerável para a ocorrência de tal evento.

4.6. Marcha com Obstáculos

A marcha em ambiente normal, muitas vezes pode requerer que o indivíduo atravessasse ambientes complexos ou com superfícies irregulares, como um obstáculo. Em virtude disso, o sistema locomotor humano necessita ter a capacidade de se adaptar para evitar ou ultrapassar os obstáculos (50). Esses obstáculos e variações do terreno que podem ser facilmente vencidos por adultos jovens e crianças mais velhas, podem influenciar os idosos durante a ultrapassagem, ou seja, podem levá-los a tropeços e quedas, sendo um importante fator de risco para essa população (51).

De acordo com Patla, Prentice e Gobbi (52), a ultrapassagem obstáculos eficiente, requer além da modulação precisa do padrão motor de acordo com o ambiente, da integração entre os sistemas sensoriais visuais e cinestésicos e o sistema efetor.

Segundo os mesmos autores acima citados, o sistema sensorial visual fornece informações exteroceptivas sobre a localização e características do obstáculo, como altura e largura. O sistema cinestésico também fornece informações do tipo exteroceptiva, porém, agora sobre a orientação dos membros no espaço e/ou velocidade de execução da tarefa. Já as informações referentes ao padrão locomotor, incluem as adaptações no comprimento do passo, na largura do passo, na altura vertical entre o pé e o solo para ultrapassar o obstáculo.

O envelhecimento é um episódio caracterizado pelo declínio progressivo de diversas funções corporais, resultando numa redução na capacidade física dos indivíduos. Assim, as funções sensoriais, e motoras são as mais acometidas com o envelhecimento (31). Essa depreciação dos sistemas perceptomotores juntamente com as demandas ambientais, geralmente desafiam a capacidade do idoso de se adaptar diante de uma mudança inesperada no ambiente.

É o caso da presença de um obstáculo, onde que, um idoso quando na presença de um obstáculo transponível, níveis de força muscular adequados são importantes e decisivos para a eficiência da ação. Além da força, outros fatores

podem levar os idosos a uma escolha de estratégias motoras diferenciadas, ou seja, adaptativas (4).

Cozzani e Castro, (4) também revelam que há algumas adaptações dos indivíduos idosos no intuito de ajustar o movimento durante a ultrapassagem de obstáculos. Dentre esses ajustes citam: a diminuição do comprimento da passada e da velocidade horizontal da perna pré-ultrapassagem; aumento da distância vertical do pé ao obstáculo. Essas adaptações demonstram que os idosos alteram o comportamento motor no intuito de otimizar seu sistema em compensação as dificuldades sensoriais para garantir o sucesso na ultrapassagem.

Tais alterações na marcha durante a ultrapassagem também foram encontradas em outros trabalhos como de Sparrow, et al., (1996)(53) que encontraram adaptações semelhantes.

Por fim, Patla (54) reforça que um elevado índice de quedas associadas à tropeço em obstáculos, é um indicativo de que as estratégias utilizadas pelos idosos durante a ultrapassagem, são afetadas pelo envelhecimento, caracterizando uma falha ou falência do sistema de controle de equilíbrio de recuperar-se diante de uma perturbação.

A seguir será abordado sobre os métodos e procedimentos utilizados para o desenvolvimento do estudo.

5. MÉTODOS

Neste capítulo será abordado sobre o tipo de estudo, os voluntários e os procedimentos de coleta que incluirá a avaliação do nível de atividade física, o teste de capacidade funcional e a análise cinemática 3D. Também será descrito sobre o ambiente de coleta, a preparação dos voluntários, a calibração e a captura dos dados, a descrição da tarefa, as variáveis de interesse do estudo, a análise dos dados e por fim, o cronograma de execução e orçamento.

5.1. Tipo de estudo

Este trabalho, trata-se de um estudo diagnóstico de caráter descritivo e analítico do tipo transversal. Segundo Best apud Marconi e Lakatus (1996, p.19), “pois aborda os aspectos de descrição, registro, análise e interpretação de fenômenos”.

5.2. Sujeitos do estudo

O estudo foi composto por idosas com idade média de $67,92 \pm 5,07$ anos, com estatura média de $1,5 \pm 0,83$ m e peso $68,61 \pm 15,01$ Kg, praticantes de hidroginástica duas vezes por semana a mais de seis meses. O grupo era formado por aproximadamente 23 indivíduos sendo quatro homens e dezenove mulheres, sendo que todos foram convidados a participar do estudo. Dos 23 convidados, 14 sujeitos do sexo feminino participaram e compuseram o Grupo Estudo (GE). Também fizeram parte do estudo 14 adultos jovens do sexo feminino com idade $21 \pm 1,54$ anos com altura $1,64 \pm 0,52$ m e peso $58,53 \pm 9,11$ Kg que compuseram o Grupo Controle (GC). De acordo com Roebroek et al., (55) estudar indivíduos saudáveis são importantes pois podem 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 funcional.

Participaram do estudo, aqueles que aceitaram participar do estudo de forma voluntária e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) (Apêndice 1) Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade Estadual de Maringá, sob o parecer número 862.741 (Anexo 1). Os voluntários que aceitaram participar do estudo foram contatados previamente para esclarecimentos sobre o estudo, preenchimento da ficha de coleta e agendamento para a realização do estudo.

Para a participação do estudo os voluntários necessitaram atender aos seguintes critérios:

- a) Para o GE pertencer ao grupo de atividade física oferecido pela UNATI/UEM; ter idade acima de 60 anos; declarar não possuir alguma doença osteomioarticular que impeça o desenvolvimento da marcha independente além de não utilizar qualquer meio/dispositivo auxiliar. Como critérios de exclusão foram utilizados os seguintes critérios: não responder ou responder incompletamente o questionário; não participar e/ou realizar incompletamente as tarefas deste estudo.
- b) Para o GC, estar regularmente matriculado no curso de Educação Física (em qualquer série) da Universidade Estadual de Maringá, possuir idade de 18 à 25 anos, declarar estar gozando de plena saúde e não possuir qualquer doença osteomioarticular que impeça o desenvolvimento da marcha de forma independente sem o auxílio de qualquer meio/dispositivo auxiliar. Como critério de exclusão: não realizar completamente o teste de capacidade funcional; não realizar completamente as tarefas deste estudo.

5.3. Procedimentos de coleta

Neste item serão abordados os procedimentos em relação ao questionário referente ao teste de capacidade funcional, a análise cinemática 3D, as variáveis de interesse do estudo e a análise dos dados.

A realização do estudo ocorreu no Laboratório de Biomecânica e Comportamento Motor (Labicom) do curso de Educação Física da Universidade Estadual de Maringá (UEM).

5.3.1. Teste de Capacidade Funcional

Após o preenchimento do TCLE, os idosos realizaram uma bateria de teste para avaliar a capacidade funcional. Para tal feito, foi utilizado o *Short Physical Performance Battery* (SPPB).

O SPPB tem sido amplamente utilizado para avaliação da capacidade funcional principalmente dos membros inferiores do idoso, desenvolvido por Guralnik e colaboradores no ano de 1994(56). O teste se baseia em avaliar por meio de três testes em sequência, o equilíbrio estático em pé, a velocidade normal de marcha e a força muscular dos membros inferiores de forma indireta (56–58).

O SPPB apresenta alta sensibilidade para identificar mudanças nas capacidades funcionais no decorrer dos anos. O teste também apresenta alta confiabilidade em teste-reteste e intra-observador (59). No presente estudo foi utilizado a versão brasileira validada por Nakano (58) (ANEXO 2)

Para o teste de equilíbrio, o indivíduo deveria conseguir manter-se por 10 segundos em cada uma das três posições propostas pela bateria, sendo elas: 1) em pé com os pés juntos, 2) em pé com um dos pés parcialmente à frente e 3) em pé com um dos pés à frente (58,60). A pontuação é atribuída da seguinte forma: o score é zero, caso o idoso não consiga manter-se em equilíbrio por 10 segundos logo na primeira posição; o score é um ponto, se o idoso conseguir manter a primeira posição mas incapaz de manter a segunda posição por 10 segundos; atribui-se o score de dois pontos caso o idoso conseguir permanecer na segunda posição por 10 segundos mas não conseguir ficar na terceira posição por mais de três segundos; o score é três pontos se o idoso conseguir ficar na posição três num período entre três e nove segundos; atribui-se o scores máximo de quatro pontos se o idoso conseguir manter a terceira posição por 10 segundos, conforme o Quadro 2 a seguir.

POSIÇÃO	PONTUAÇÃO
Pés juntos (não consegue manter por 10 segundos)	0 (zero)
Pés juntos (consegue manter por 10 segundos)	1 (um)
Pé parcialmente a frente (não consegue manter por 10 segundos)	0 (zero)
Pé parcialmente a frente (consegue manter por 10 segundos)	1 (um)
Pé a frente (não consegue manter por 3 segundos)	0 (zero)
Pé a frente (consegue manter entre 3 e 9 segundos)	1 (um)
Pé a frente (consegue manter por 10 segundos)	2 (dois)
Somatória da pontuação	De 0 (zero) à 4 (quatro)

Quadro 2: demonstrativo da pontuação obtida na primeira etapa do teste SPPB.

A segunda etapa do SPPB consistiu no teste de velocidade de marcha onde é solicitado para o sujeito caminhar em velocidade normal em linha reta por uma determinada distância. Para tal, podem-se utilizar distâncias de 2,4 metros, três ou quatro metros. No estudo foi adotado a distância de quatro metros. Em relação à pontuação ocorre da seguinte forma: tempo inferior a 4,82 segundos é atribuído quatro pontos; tempo de caminhada entre 4,83 e 6,20 segundos é atribuído três pontos; tempo entre 6,21 e 8,70 é atribuído 2 pontos; tempo maior que 8,71 é atribuído um ponto. Caso o idoso não realize a tarefa ele não pontua nesta etapa sendo atribuído o escore zero (49) de acordo com o Quadro 3.

TEMPO	PONTUAÇÃO
Tempo superior a 8,71 segundos;	1 (um)
Tempo entre 6,21 e 8,70 segundos;	2 (dois)
Tempo entre 4,83 e 6,20 segundos;	3 (três)
Tempo entre inferior a 4,82 segundos;	4 (quatro)

Quadro 3: demonstrativo da pontuação obtida na segunda etapa do teste SPPB.

A terceira etapa da bateria é o teste de levantar da cadeira. Nesta tarefa é solicitado ao idoso que realize o movimento de levantar por cinco vezes com os braços cruzados no tórax e cronometra-se o tempo total de execução dos movimentos. Atribui-se escore um, para tempo total de levantar-se da cadeira, maior que 16,7 segundos; escore dois, para tempo entre 13,7 a 16,6 segundos; escore três, para tempo entre 11,2 a 13,6 segundos; escore máximo de quatro pontos, para tempo menor que 11,1 segundos. Caso o idoso necessite usar auxílio dos braços para levantar da cadeira ou se julgue incapaz de realizar o teste, é atribuído o escore zero a ele e encerra-se a bateria (49,60) conforme Quadro 4.

TEMPO	PONTUAÇÃO
Tempo superior a 60 segundos;	0 (zero)
Tempo superior a 16,7 segundos;	1 (um)
Tempo entre 13,7 e 16,6 segundos;	2 (dois)
Tempo entre 11,2 e 13,6 segundos;	3 (três)
Tempo abaixo de de 11,1 segundos;	4 (quatro)

Quadro 4: demonstrativo da pontuação obtida na segunda etapa do teste SPPB.

A pontuação final do SPPB é obtido pela somatória dos escores parciais das três etapas da bateria, variando de zero (pior desempenho) e 12 (melhor desempenho). Em relação ao resultado pode ocorrer a seguinte graduação: de zero a três pontos corresponde a incapacidade ou desempenho ruim; de quatro a seis pontos, baixo desempenho; de sete a nove pontos, moderado desempenho e de 10 a 12 pontos, bom desempenho.

5.3.2. Análise Cinemática 3D

Os subitens apresentados a seguir compõem a análise cinemática 3D. Neles serão abordados sobre o ambiente de coleta, preparação dos voluntários, calibração e captura dos dados e por fim a descrição da tarefa.

5.3.2.1. Ambiente de Coleta

Para a realização da análise da tarefa de ultrapassagem de obstáculos, foi utilizado o sistema Vicon®, que consiste num instrumento constituído de seis câmeras de captura por infravermelho, modelo *MX T-series – T10* e uma câmara modelo *Bonita* que registra as imagens do ambiente de coleta. Todas as câmeras são acopladas em uma unidade central, *MX Giganet*, que faz a ligação e sincronização entre todas as câmeras e um computador para registro e armazenamento das imagens. Todas as câmeras estão posicionadas no Labicom para a captura e reconstrução tridimensional (3D) dos marcadores conforme a figura 4 abaixo.



Figura 4 - Ambiente de coleta (Labicom).

A frequência de aquisição das imagens foi de 100 Hz. Também foi utilizado software Nexus® durante a coleta de dados. Este software executa a captura, sincroniza e reconstrói as imagens registradas dos movimentos executados.

O obstáculo utilizado no estudo foi composto de duas hastes (na vertical) confeccionado em madeira medindo 60 cm (centímetros) entre elas e uma barra (na horizontal) confeccionado de papel jornal em forma tubular e encapado com fita adesiva com 65 cm de comprimento (Figura 5).

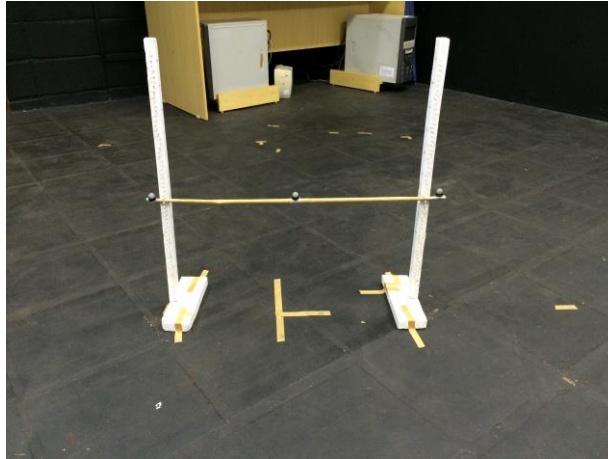


Figura 5 – Imagem do obstáculo.

Nas hastes verticais do obstáculo existia marcações de centímetro a centímetro, dessa forma, permitia o ajuste preciso da altura do obstáculo, além de propiciar rápidas configurações do mesmo. O obstáculo foi confeccionado de tal modo que, por acaso fosse tocado, a barra do obstáculo era desmontado, evitando assim a queda dos voluntários. O obstáculo foi posicionado no centro do ambiente de coleta e possuía marcadores de base rígida retrorreflexivos de 14 milímetros (Figura 6). A altura do obstáculo foi ajustada de acordo com o comprimento da perna de cada indivíduo (conforme descrito no item 5.3.2.2 – Preparação dos voluntários). Não foram previstos riscos ou desconfortos inaceitáveis pois todo o procedimento foi acompanhado pelo pesquisador.



Figura 6 – Imagem do Marcador Retrorreflexivo.

A seguir apresenta-se um esquema do ambiente de coleta a ser realizado o estudo.

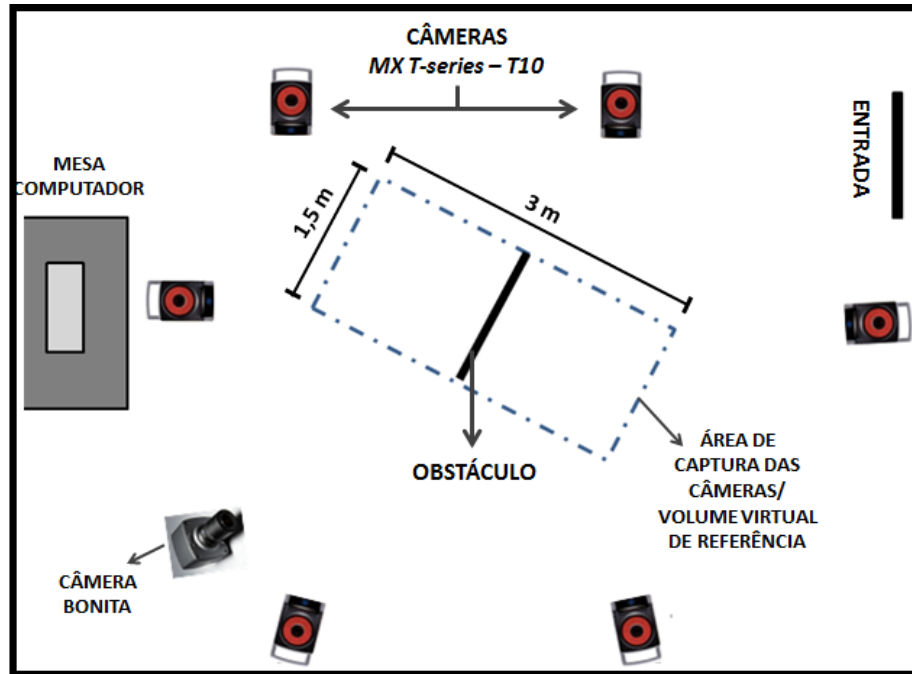


Figura 7 – *Layout* do ambiente de coleta – Labicom. Fonte: próprio autor

5.3.2.2. *Preparação dos Voluntários*

Para o registro e execução da tarefa de ultrapassagem de obstáculos, foram executadas algumas medições antropométricas dos voluntários do estudo. Estas medidas são exigidas pelo software *Nexus®* para a composição do modelo biomecânico. Esta ação obedece aos padrões dos procedimentos contidos no *Plug-in Gait Product Guide—Foundation Notes* (Anexo 3).

Em seguida os voluntários foram preparados com a colocação de marcadores esféricos de base rígida, retrorreflexivos e anelérgicos de 14 milímetros de diâmetro em regiões anatômicas específicas (cabeça, braços, punhos, mãos, tronco, pélvis, pernas e pés), presente em detalhes no Anexo 4 (Localização, termo e SIGLA dos marcadores) com a ajuda de uma fita dupla face antialérgica, seguindo o modelo biomecânico *Plug in Gait fullbody (FRM and UPA)* do sistema *Vicon®*. (61,62)

A seguir, apresentam-se as figuras 8 e 9 com as imagens que ilustram a localização dos pontos anatômicos descritos acima e de acordo com o modelo biomecânico utilizado no estudo.

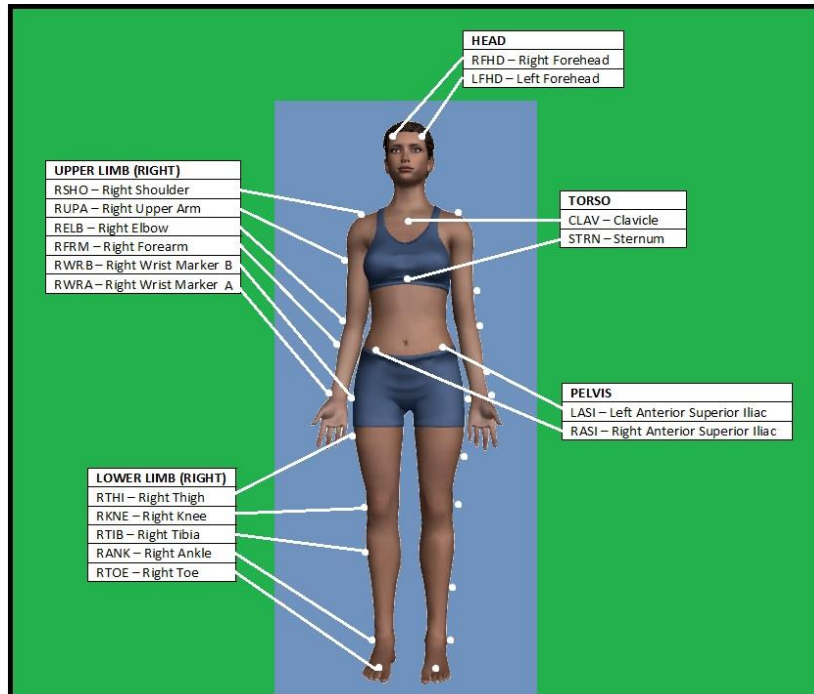


Figura 8 - Localização dos marcadores para o modelo *Plug-in Gait Full Body* – vista anterior. Fonte: Adaptada do *Plug-in Gait Product Guide—Foundation Notes®*.

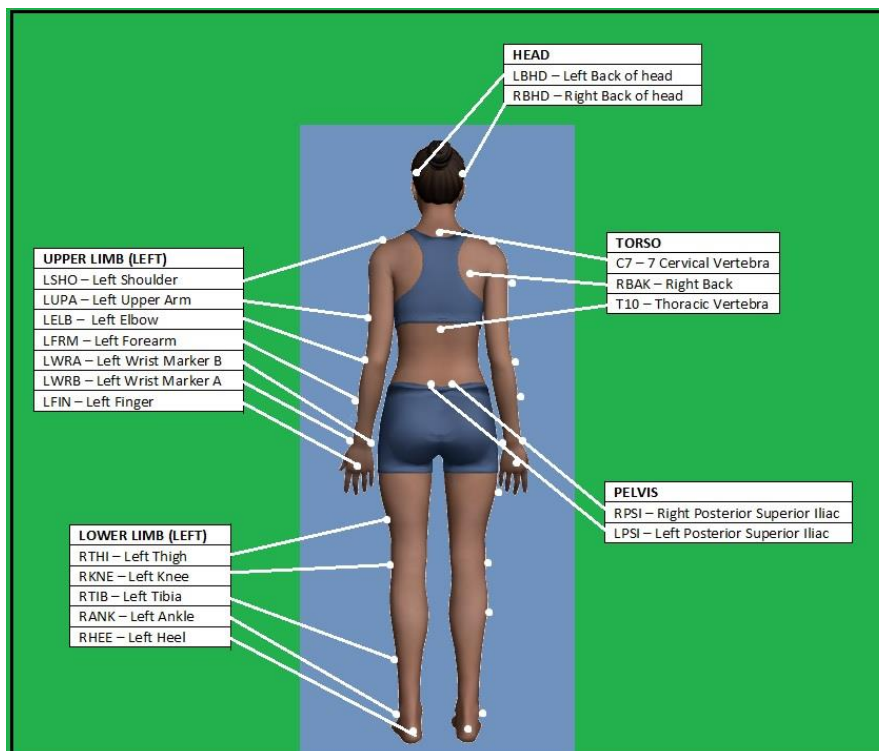


Figura 9 - Localização dos marcadores para o modelo *Plug-in Gait Full Body* – vista posterior. Fonte: Adaptada do *Plug-in Gait Product Guide—Foundation Notes®*.

Para tal procedimento descrito anteriormente, os voluntários utilizaram vestimenta que permitiu a colocação dos marcadores. Como todos os voluntários do estudo eram do sexo feminino, as voluntárias portaram biquíni, bermuda, maiô e/ou top de prática esportiva, de forma que fique bem aderida a pele.

5.3.2.3. *Calibração e Captura*

Após coletada as informações pertinentes à ficha de identificação (ANEXO 3), o avaliador preparou o sistema Vicon® de análise 3D para que fossem realizados os testes. Primeiramente o sistema (sincronizador *Giganet*) foi ligado juntamente com o computador. Em seguida o *software Nexus* foi aberto para dar sequência no procedimento de coleta de acordo com o protocolo de coleta do próprio fabricante do aparelho de análise.

Com o *software* aberto o avaliador verificou se as câmeras estavam ligadas e então iniciou o processo de calibração do sistema. Para isso, ele utilizou um calibrador denominado *Wand* (haste em formato de “T” com cinco pontos luminosos em LED). O avaliador então ao acionar o botão para calibrar percorreu todo o ambiente de coleta movimentando a *Wand* de forma que as seis câmeras *MX T-series – T10* e a câmera *bonita* identificassem os pontos luminosos. Realizado esta etapa, a *Wand* foi colocada no centro do volume (cubo virtual que representa a área de captura das câmeras), para a identificação e ajuste dos eixos X, Y e Z do sistema de referência.

Calibrado o sistema, a próxima etapa consistiu em incluir no programa as informações do sujeito a realizar os testes, contidas na ficha de coleta já realizada previamente. Logo em seguida, o avaliador escolheu o modelo na qual ele pretendeu usar (no estudo o modelo adotado foi o *Plug-in Gait Full body (UPA and FRM)*). Este modelo consiste em um modelo de corpo inteiro já existente no pacote de opções oferecidos pelo sistema Vicon® baseado no modelo biomecânico de Newington-Helen Hayes, que calcula a cinemática e a cinética articular a partir das coordenadas XYZ dos marcadores posicionados e das medidas antropométricas mensuradas previamente (61). Os cálculos dos ângulos para todas as articulações são calculados a partir das coordenadas XYZ derivadas dos ângulos de Cardan.

Após concluído esta etapa com o sujeito com todos os marcadores acoplados ao corpo, o pesquisador realizou uma captura de imagem na posição estática. A posição ortostática com os membros superiores em abdução de 90°, ou seja, afastados até a altura dos ombros.

Essa captura da imagem estática do participante do estudo permitiu a sua reconstrução 3D feita pelo programa. Posterior à reconstrução dos marcadores na postura estática, o sistema estava pronto para captura das imagens de execução dos testes.

5.3.2.4. *Descrição da Tarefa*

Cada voluntário foi orientado novamente sobre a tarefa na qual seria submetido e convidados a caminhar pelo volume de calibração sem a presença do obstáculo, para familiarização com o ambiente onde foi determinado um trajeto a ser percorrido pelo mesmo. Em seguida, após o comando do avaliador o voluntário caminhou sobre o trajeto em velocidade auto-selecionada e transpôs o obstáculo que estava posicionado no centro do volume que correspondia exatamente metade do trajeto. Os voluntários transpuseram obstáculos que variaram de 10 a 40% do comprimento do membro inferior de cada um deles divididos em 5 em 5%. Foi adotado a divisão das alturas de 5 em 5% do comprimento do membro inferior para obter uma maior discretização do comportamento motor de ultrapassagem na tarefa. A ordem da altura dos obstáculos foi de forma randomizada com intuito de evitar ajustes antecipatórios. Cada sujeito fez três passagens em cada nível para capturar pelo menos três ciclos completos de passadas. A partir da captura dos ciclos foi computada a média sendo esta utilizada para os cálculos estatísticos.

Todas as imagens geradas durante a realização do estudo foram descartadas ao final do mesmo.

5.3.2.5. *Tratamento dos Dados*

Após a realização dos testes os arquivos de vídeo gerados foram “tratados”. Esse tratamento permitiu que partes do vídeo que não eram de interesse fossem removidos, correções de eventuais *gaps* fossem realizados tal como as marcações dos eventos que caracterizam o ciclo da marcha, como, por exemplo, o momento em que o pé tocou o solo e o momento em que o mesmo perdeu o contato com o solo. Após a edição de cada vídeo rodou-se um *pipeline*, onde todo o arquivo foi suavizado utilizando um filtro *Butterworth* de 2ª ordem e ao final gerado um arquivo com extensão “.txt” contendo as coordenadas “x”, “y” e “z” de cada marcador posicionado no voluntário.

Com as passagens já editadas foi possível visualizar graficamente através dos *softwares Polygon® e Nexus®*, os resultados das variáveis e obter os dados de interesse. Para as variáveis que foram possíveis a obtenção através dos *softwares* citados anteriormente, foram confeccionadas funções em rotina Matlab Mathworks® utilizando-se dos arquivos com extensão “.txt” geradas. As variáveis utilizadas no estudo serão apresentadas a seguir.

5.4. **Variáveis do Estudo**

Em cumprimento com os objetivos do estudo, será apresentado as variáveis investigadas. Para uma melhor compreensão do comportamento do tronco, o tronco foi dividido em dois “porções”, sendo uma correspondente à coluna torácica e um outro segmento correspondendo à coluna lombar. Num segundo momento consideramos o tronco como sendo um segmento único. Para o cálculo da movimentação angular da coluna torácica e lombar foram criadas duas bases locais e independentes e os resultados obtidos se deram através de cálculo dos ângulos de Euler realizados em rotina Matlab Mathworks®. As variáveis do estudo foram:

- Ângulo absoluto do tronco durante a tarefa = variável obtida através do segmento tórax (formado pelos pontos CLAV, STRN e C7) e o sistema de

coordenada global do laboratório nos três planos sendo AFT (ângulo de flexão/extensão do tronco) AIT (ângulo de inclinação lateral do tronco) e ART (ângulo de rotação do tronco);

- Ângulo absoluto do segmento coluna torácica: variável obtida através do cálculo dos ângulos de Euler a partir de uma base local torácica criada através dos pontos C7, T10 e RBAK em relação ao sistema de coordenada global do laboratório nos três planos sendo: AFCT (ângulo de flexão/extensão da coluna torácica, AICT (ângulo de inclinação lateral da coluna torácica) ARCT (ângulo de rotação da coluna torácica);
- Ângulo absoluto do segmento coluna lombar: variável obtida através do cálculo dos ângulos de Euler a partir de uma base local lombar criada através dos pontos RPSI, LPSI e L5 criado através de cálculo do projeção conforme descrito por Larivière (2001) e Reynolds, Snow e Young (1982) (63,64) e o sistema de coordenada global do laboratório) sendo AFCL (ângulo de flexão/extensão da coluna lombar), AICL (ângulo de inclinação lateral da coluna lombar) e ARCL (ângulo de rotação da coluna lombar);
- Tempo de execução da ultrapassagem = tempo decorrente para a execução do contato sucessivo de um mesmo pé sobre o solo;
- Cadência = dado obtido através da frequência de passos por minuto;
- Distância vertical do pé em relação ao obstáculo, durante a ultrapassagem = distância obtida através do marcador localizado na cabeça do segundo metatarso com o marcador localizado no topo do obstáculo.
- Distância horizontal do pé em relação ao obstáculo, pré-ultrapassagem = distância obtida do marcador localizado na cabeça do segundo metatarso com o marcador localizado na base do obstáculo;
- Distância horizontal do obstáculo em relação ao pé, pós-ultrapassagem = distância obtida do marcador localizado no calcâneo do pé que aterrissou após o obstáculo com o marcador localizado na base do obstáculo;
- Distância horizontal da largura do passo = distância obtida pelo comprimento projetado entre os marcadores LANK e RANK, localizados nos maléolos laterais de ambos os membros inferiores.
-

5.5. Análise dos Dados

A análise de dados se deu através de uma análise descritiva e inferencial das variáveis cinemáticas onde a escolha do teste estatístico dependeu do objetivo da análise e da distribuição (normalidade) dos dados. Para a verificação da distribuição dos dados foi utilizado o teste de *Shapiro-Wilk* com significância de $p \geq 0,05$. Em seguida foram realizadas comparações inter-grupos entre as variáveis angulares, espaço-temporais e as alturas dos obstáculos. Para tal, utilizou-se os testes *teste T Independente* para os dados com distribuição normal e o teste *U de Mann-whithney* com significância $p < 0,05$ em ambos os testes, para os dados com distribuição não normal.

Também foram realizadas comparações intra-grupos envolvendo as variáveis angulares, espaço-temporais e as alturas dos obstáculos. Devido a distribuição dos dados foi utilizado o teste de *Friedman* com comparações múltiplas juntamente com o teste de *Wilcoxon* caso necessário, para encontrar onde estava a diferença, também com significância $p < 0,05$.

Correlações intra-grupos entre as variáveis angulares, espaço-temporais e as alturas dos obstáculos também foram realizadas através do teste de Coeficiente de Correlação de Pearson devido à distribuição dos dados.

6. RESULTADOS

Neste capítulo serão apresentados os dados das variáveis estudadas conforme os objetivos propostos.

A tabela 1 apresenta as comparações intragrupos e intergrupos nas variáveis espaço-temporais em relação às alturas do obstáculo.

Tabela 1 – Comparação entre as alturas e os grupos nas variáveis espaço-temporais.

Variáveis			10%	p	15%	p	20%	p	25%	p	30%	p	35%	P	40%	p
Cadência (passos/min)	GC	X(DP)	90,57±8,88		85,93±4,52		85,57±4,82		83,06±6,18		80,84±5,36		80,36±6,14		75,64±3,50	
		Md(I.I)	88,6(10,05)		85,40(3,70) ^a		84,80(8,60) ^a		81,50(8,65) ^a		79,90(8,00) ^{a,b,c}		81,00(5,20) ^{a,b,c}		75,40(5,80) ^{a,b,c,d,f}	
	GE	X(DP)	77,60±6,26	0,000 ^x	74,26±8,55	0,000 ^y	72,93±5,87	0,000 ^x	70,01±11,10	0,001 ^x	65,25±7,13	0,000 ^x	64,91±9,76	0,000 ^x	61,10±12,45	0,000 ^x
		Md(I.I)	77,55(5,45)		74,00(12,90) ^a		73,20(11,60) ^a		70,50(12,50) ^{a,b}		66,10(10,85) ^{a,b}		65,00(10,80) ^{a,b,c,d,e}		62,50(12,55) ^{a,b,c,d}	
TTU (s)	GC	X(DP)	2,36±0,54		2,33±0,43		2,83±0,55		2,16±0,22		2,96±0,51		2,19±0,18		2,37±0,26	
		Md(I.I)	2,11(0,94)	0,002 ^y	2,10(0,60)	0,026 ^y	2,71(0,98)	0,001 ^x	2,15(0,24)	0,002 ^x	2,90(0,65) ^c	0,000 ^y	2,20(0,18)	0,000 ^x	2,34(0,19) ^f	0,000 ^y
	GE	X(DP)	3,04±0,50		2,86±0,62		2,49±0,55		2,68±0,55		2,96±0,51		2,97±0,64		3,28±1,03	
		Md(I.I)	2,97(0,79)		2,52(1,07) ^a		2,71(0,98) ^b		2,54(0,55) ^b		2,90(0,65)		2,79(1,09) ^d		2,95(0,91) ^{b,c,d}	
DHPO (cm)	GC	X(DP)	87,04±17,10		86,51±17,09		89,85±14,47		83,32±18,32		87,78±17,22		89,16±16,01		94,61±15,68	
		Md(I.I)	85,30(28,32)	0,059	95,14(28,27)	0,022 ^y	93,26(19,39) ^c	0,014 ^x	87,09(28,54) ^c	0,008 ^x	94,74(30,02) ^d	0,027 ^x	93,43(19,81) ^d	0,012 ^x	95,58(20,52) ^d	0,001 ^x
	GE	X(DP)	75,66±15,6		72,11±13,04		73,15±15,04		65,40±12,82		71,43±17,69		70,93±18,19		64,61±22,59	
		Md(I.I)	72,69(18,62)		71,47(20,63)		67,42(26,04)		68,81(22,69) ^b		66,32(35,90)		72,72(33,47)		63,71(28,01)	
DVPO (cm)	GC	X(DP)	13,97±3,71		15,26±2,45		15,89±3,22		15,89±3,28		16,51±2,74		16,04±2,94		16,13±3,21	
		Md(I.I)	12,69(6,36)	0,028 ^x	15,66(4,03)	0,007 ^x	15,63(5,58)	0,012 ^x	15,99(5,42)	0,477	16,67(5,03)	0,374	16,57(4,73)	0,012 ^x	17,11(6,43)	0,856
	GE	X(DP)	17,55±4,87		19,40±5,19		20,01±5,04		17,05±3,72		17,41±3,79		16,42±3,15		15,95±3,47	
		Md(I.I)	18,12(7,71)		19,08(5,77) ^d		20,65(8,61) ^d		15,77(6,04) ^{b,c}		15,36(6,04) ^b		16,91(5,46) ^{b,c}		15,95(4,97) ^{b,c,d,e}	
DHOP (cm)	GC	X(DP)	25,78±11,86		22,93±6,88		25,30±9,59		24,89±7,63		24,34±7,43		26,08±7,26		23,51±8,68	
		Md(I.I)	22,36(9,93)	0,005 ^y	22,35(8,83)	0,056	20,71(11,01)	0,010 ^y	22,50(7,92)	0,001 ^y	23,63(10,08)	0,010 ^x	24,84(8,80) ^b	0,003 ^x	21,39(9,50) ^f	0,000 ^y
	GE	X(DP)	16,23±4,82		17,46±5,35		16,56±3,75		16,52±6,19		16,37±5,79		17,04±6,40		13,41±5,45	
		Md(I.I)	16,82(7,48)		16,35(10,26)		15,35(6,30)		17,17(10,79)		16,41(8,05)		16,88(8,29)		12,41(4,72) ^{b,c,f}	
DHLP (cm)	GC	X(DP)	17,66±4,06		17,56±3,40		18,36±3,99		17,48±4,12		16,08±4,54		17,78±4,14		18,09±4,65	
		Md(I.I)	18,80(4,61)	0,559	17,28(3,58)	0,061	19,60(9,15)	0,344	17,53(6,35)	0,007 ^x	15,74(7,84) ^c	0,010 ^x	18,44(5,26)	0,055	19,01(6,89)	0,002 ^x
	GE	X(DP)	19,20±7,72		21,04±6,83		20,91±8,89		22,41±5,16		21,21±5,39		21,89±6,04		26,38±7,03	
		Md(I.I)	19,75(9,26)		22,03(9,15)		19,24(12,71)		21,31(7,75)		21,85(8,65)		20,86(8,74)		24,85(13,31) ^{a,b,d,e}	

Nota: Comparações Intergrupos: x) Diferenças estatisticamente significativas para o Teste *T de Student* para amostras independentes ($p < 0,05$) e y) Diferenças estatisticamente significativa para o Teste *U de Mann Whithney* ($p < 0,05$). Comparações Intragrupos: Teste de *Friedman* com comparações múltiplas ($p < 0,05$). 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%; **Legenda:** Tempo de Ultrapassagem (TTU); Distância Horizontal Pé-Obstáculo (DHPO); Distância Vertical Pé-Obstáculo (DVPO); Distância Horizontal Obstáculo – Pé (DHOP); Distância Horizontal Lateral do Passo (DHLP). Média e Desvio Padrão {X(DP)}; Mediana e Intervalo Interquartil {Md(I.I)}.

A tabela 1 comparou as alturas dos obstáculos e os grupos nas variáveis espaço-temporais. Primeiramente em relação à variável cadência, nota-se que houve diferenças significativas entre todos os níveis de altura estudados do GC. Observa-se que a maior diferença ocorreu entre as alturas de 10 e 40% onde a cadência apresentada pelo grupo de jovens (GC) foram 88,6(10,05)cm e 75,40(5,80)cm passos/minuto respectivamente. Também é possível observar através dos dados que a cadência foi diminuindo conforme a altura do obstáculo foi aumentando.

Já em relação aos idosos (GE), pôde-se observar um comportamento semelhante ao GC obtendo diferenças significativas também em todos os níveis de alturas com destaques para os níveis de 10% 77,55(5,45) passos/minuto e 40% com 62,50 (12,55) passos/minuto. Assim como o GC, a cadência do GE também foi diminuindo de acordo com o incremento da altura do obstáculo. Apesar de apresentar padrões semelhantes em relação a variável estudada, quando comparados um grupo com o outro observa-se que existem diferenças significativas entre eles, onde o GE apresentou cadência menor em todos os níveis de altura que o GC.

Em relação ao tempo total de ultrapassagem, o GC apresentou diferenças significativas apenas em relação aos obstáculos maiores 30% com 2,90(0,65)s, 35% com 2,20(0,18)s e 40% com 2,37(0,26)s. Ao observar os valores obtidos pelo grupo nesta variável, percebe-se que não existiu uma característica adotada para ultrapassar os obstáculos. Em contrapartida o GE apresentou diferenças significativas em quase todos as alturas envolvidas na tarefa, com exceção da altura de 30%.

Já para o GE a variável pareceu ser influenciada pela altura do obstáculo, principalmente a altura de 40% do comprimento do membro inferior. Essa diferença no comportamento da variável entre os dois grupos pode ser confirmada quando ambos são comparados, sendo possível notar que há diferenças significativas entre os grupos em todos os níveis.

A DHPO verificado no GC apresentou diferenças significativas a partir da altura de 20%. Em comparação, o GE apresentou diferenças significativas apenas entre as alturas de 15 e 25% com 71,47(20,63) e 68,81(22,69) respectivamente. Não foram encontradas diferenças significativas entre a variável Distância Vertical

(DVPO) e a variação das alturas dos obstáculos no GC. Já o GE apresentou diferenças significativas em seis das sete alturas investigadas para a variável em questão.

Foram encontradas diferenças significativas para o GC na variável DHOP entre três alturas: 15% 22,35(8,83), 35% 24,84(8,80) e 40% 21,39(9,50). Já o grupo estudo apresentou diferenças significativas envolvendo quatro alturas sendo: 15% 16,35(10,26), 20% 15,35(6,30), 35% 16,88(8,29) e 40% 12,41(4,72). Para a variável DHLP foram encontrados no GC, diferenças significativas entre duas alturas apenas sendo elas 20 e 30%. Essas duas alturas coincidentemente correspondem as distâncias máximas 19,60(9,15) e mínimas 15,74(7,84) respectivamente alcançadas pelo grupo. Diferentemente do GC o GE apresentou diferenças significativas em cinco alturas das sete analisadas, sendo que nas relações envolvendo as alturas que apresentaram diferenças, com atenção especial a altura 40% que apresentou 24,85(13,31)cm.

A tabela 2 comparou as alturas e os grupos nas variáveis angulares do tronco como segmento único e também como coluna torácica fracionada.

Tabela 2 – Comparação entre as alturas e os grupos nas variáveis angulares do tronco como segmento único e coluna torácica fracionados.

Variáveis		10%	p	15%	p	20%	p	25%	p	30%	p	35%	p	40%	p																																																																																																																											
AFT (graus)	GC	X(DP) Md(I.I)	6,43±3,04 5,80(4,10)	0,604	6,03±2,15 5,90(3,45) ^a	0,006 ^x	6,28±1,88 6,40(1,80) ^a	0,000 ^x	7,77±4,31 7,50(3,15) ^a	0,010 ^y	14,19±19,86 8,40(7,35) ^{a,b,c,d}	0,005 ^y	8,51±3,39 8,20(2,70) ^{a,b}	0,005 ^y	12,20±4,39 10,75(4,95) ^{a,b,c,e,f}	0,002 ^y																																																																																																																										
	GE	X(DP) Md(I.I)	6,61±3,08 5,85(4,30)		9,46±3,54 8,00(5,10) ^a		11,72±3,55 12,40(5,10) ^{a,b}		10,49±2,82 10,30(3,80) ^a		15,15±3,76 15,10(5,78) ^{a,b,c,d}		17,03±5,67 18,20(7,50) ^{a,b,c}		19,43±5,11 20,70(7,15) ^{a,c,e,f}		AIT (graus)	GC	X(DP) Md(I.I)	5,59±2,47 5,30(3,35)	0,614	5,08±2,87 5,10(4,70) ^b	0,596	6,11±3,05 5,60(5,20)	0,877	5,89±2,47 6,10(2,50) ^b	0,915	6,22±3,24 5,30(5,65) ^a	0,219	6,41±2,81 6,40(2,15) ^b	0,252	6,85±2,48 6,85(2,97) ^{a,b,d}	0,026 ^x	GE	X(DP) Md(I.I)	5,38±3,03 4,80(2,70)	5,81±2,80 4,90(4,90) ^b	6,18±1,99 5,40(2,75) ^b	5,53±1,85 5,40(3,50) ^b	7,26±2,45 7,55(4,40) ^{a,d}	8,61±5,27 8,00(4,25) ^{a,b,c,d}	10,11±3,85 8,90(6,05) ^{a,b,c,d}	ART (graus)	GC	X(DP) Md(I.I)	11,25±3,34 11,30(5,15)	0,126	13,42±5,49 11,40(5,85) ^a	0,511	14,24±6,21 12,50(7,90) ^a	0,336	13,48±3,31 12,20(5,05) ^{a,c}	0,287	17,48±6,57 16,50(4,70) ^{a,b,d}	0,098	17,03±7,19 17,60(10,20) ^{a,b,c,d,e}	0,003 ^x	18,80±6,95 16,95(14,35) ^{a,b,c,d,e}	0,002 ^x	GE	X(DP) Md(I.I)	13,69±4,71 13,25(5,67)	16,20±8,83 13,60(8,40)	15,99±5,59 14,70(9,30)	16,47±6,76 15,20(3,50)	22,88±8,12 21,30(13,55) ^a	27,79±9,52 29,30(15,75) ^{a,b,c,e}	29,73±9,77 26,50(16,70) ^{a,b,c,e}	AFCT (graus)	GC	X(DP) Md(I.I)	6,05±3,02 5,65(3,02)	0,538	6,15±3,30 5,16(4,72)	0,169	6,60±3,58 6,07(5,20)	0,293	6,63±2,93 6,18(3,65)	0,185	6,91±3,69 5,37(7,07)	0,374	6,74±3,47 5,88(2,43)	0,035 ^y	8,10±3,53 7,36(3,79) ^{a,c,d,f}	0,015 ^x	GE	X(DP) Md(I.I)	7,17±3,64 5,51(5,28)	8,06±3,36 7,00(3,69)	8,18±2,79 8,13(3,80)	7,88±2,34 8,29(4,80) ^d	10,82±3,89 9,75(4,25) ^{a,b,c}	11,60±6,76 10,84(4,19) ^{a,b,c}	12,59±4,63 11,20(7,02) ^{a,c,d}	AICT (graus)	GC	X(DP) Md(I.I)	6,86±2,72 5,98(2,51)	0,503	7,05±1,96 7,90(3,08)	0,014 ^x	7,42±2,11 6,98(1,92)	0,000 ^x	8,25±4,09 7,41(2,65) ^a	0,007 ^y	8,65±3,14 7,54(5,12) ^b	0,010 ^x	9,22±3,55 8,64(3,07) ^a	0,000 ^y	12,10±4,35 10,76(4,55) ^{a,b,c,d,e,f}	0,002 ^y	GE	X(DP) Md(I.I)	7,45±3,04 6,90(3,09)	10,13±3,70 9,95(4,08) ^a	12,42±3,71 13,14(4,72) ^{a,b}	11,26±2,83 11,69(2,94) ^a	15,98±3,69 15,20(4,06) ^{a,b,d}	17,95±6,04 18,19(8,09) ^{a,b,c,d}	19,96±5,32 21,28(6,95) ^{a,b,c,d,f}	ARCT (graus)	GC	X(DP) Md(I.I)	14,71±4,84 13,84(4,99)	0,038 ^x	16,46±5,33 14,75(8,39)	0,204	16,81±5,31 15,41(5,16) ^a	0,204	15,06±3,90 13,43(5,81)	0,008 ^x	20,23±7,49 18,16(5,01) ^{a,b,d}	0,010 ^x	19,62±6,29 19,74(6,03) ^{a,b,d}	0,001 ^x	20,13±6,02 19,00(11,43) ^{a,b,d}	0,000 ^x	GE
AIT (graus)	GC	X(DP) Md(I.I)	5,59±2,47 5,30(3,35)	0,614	5,08±2,87 5,10(4,70) ^b	0,596	6,11±3,05 5,60(5,20)	0,877	5,89±2,47 6,10(2,50) ^b	0,915	6,22±3,24 5,30(5,65) ^a	0,219	6,41±2,81 6,40(2,15) ^b	0,252	6,85±2,48 6,85(2,97) ^{a,b,d}	0,026 ^x																																																																																																																										
	GE	X(DP) Md(I.I)	5,38±3,03 4,80(2,70)		5,81±2,80 4,90(4,90) ^b		6,18±1,99 5,40(2,75) ^b		5,53±1,85 5,40(3,50) ^b		7,26±2,45 7,55(4,40) ^{a,d}		8,61±5,27 8,00(4,25) ^{a,b,c,d}		10,11±3,85 8,90(6,05) ^{a,b,c,d}		ART (graus)	GC	X(DP) Md(I.I)	11,25±3,34 11,30(5,15)	0,126	13,42±5,49 11,40(5,85) ^a	0,511	14,24±6,21 12,50(7,90) ^a	0,336	13,48±3,31 12,20(5,05) ^{a,c}	0,287	17,48±6,57 16,50(4,70) ^{a,b,d}	0,098	17,03±7,19 17,60(10,20) ^{a,b,c,d,e}	0,003 ^x	18,80±6,95 16,95(14,35) ^{a,b,c,d,e}	0,002 ^x	GE	X(DP) Md(I.I)	13,69±4,71 13,25(5,67)	16,20±8,83 13,60(8,40)	15,99±5,59 14,70(9,30)	16,47±6,76 15,20(3,50)	22,88±8,12 21,30(13,55) ^a	27,79±9,52 29,30(15,75) ^{a,b,c,e}	29,73±9,77 26,50(16,70) ^{a,b,c,e}	AFCT (graus)	GC	X(DP) Md(I.I)	6,05±3,02 5,65(3,02)	0,538	6,15±3,30 5,16(4,72)	0,169	6,60±3,58 6,07(5,20)	0,293	6,63±2,93 6,18(3,65)	0,185	6,91±3,69 5,37(7,07)	0,374	6,74±3,47 5,88(2,43)	0,035 ^y	8,10±3,53 7,36(3,79) ^{a,c,d,f}	0,015 ^x	GE	X(DP) Md(I.I)	7,17±3,64 5,51(5,28)	8,06±3,36 7,00(3,69)	8,18±2,79 8,13(3,80)	7,88±2,34 8,29(4,80) ^d	10,82±3,89 9,75(4,25) ^{a,b,c}	11,60±6,76 10,84(4,19) ^{a,b,c}	12,59±4,63 11,20(7,02) ^{a,c,d}	AICT (graus)	GC	X(DP) Md(I.I)	6,86±2,72 5,98(2,51)	0,503	7,05±1,96 7,90(3,08)	0,014 ^x	7,42±2,11 6,98(1,92)	0,000 ^x	8,25±4,09 7,41(2,65) ^a	0,007 ^y	8,65±3,14 7,54(5,12) ^b	0,010 ^x	9,22±3,55 8,64(3,07) ^a	0,000 ^y	12,10±4,35 10,76(4,55) ^{a,b,c,d,e,f}	0,002 ^y	GE	X(DP) Md(I.I)	7,45±3,04 6,90(3,09)	10,13±3,70 9,95(4,08) ^a	12,42±3,71 13,14(4,72) ^{a,b}	11,26±2,83 11,69(2,94) ^a	15,98±3,69 15,20(4,06) ^{a,b,d}	17,95±6,04 18,19(8,09) ^{a,b,c,d}	19,96±5,32 21,28(6,95) ^{a,b,c,d,f}	ARCT (graus)	GC	X(DP) Md(I.I)	14,71±4,84 13,84(4,99)	0,038 ^x	16,46±5,33 14,75(8,39)	0,204	16,81±5,31 15,41(5,16) ^a	0,204	15,06±3,90 13,43(5,81)	0,008 ^x	20,23±7,49 18,16(5,01) ^{a,b,d}	0,010 ^x	19,62±6,29 19,74(6,03) ^{a,b,d}	0,001 ^x	20,13±6,02 19,00(11,43) ^{a,b,d}	0,000 ^x	GE	X(DP) Md(I.I)	19,22±5,39 19,23(8,73)	20,88±8,00 19,17(7,34)	22,28±9,09 22,84(14,78)	22,07±9,16 17,84(12,87)	26,84±9,48 26,48(15,55) ^{a,b,c}	33,62±12,06 31,82(16,64) ^{a,b,c,d,e}	33,73±10,38 34,26(16,13) ^{a,b,c,d,e}																		
ART (graus)	GC	X(DP) Md(I.I)	11,25±3,34 11,30(5,15)	0,126	13,42±5,49 11,40(5,85) ^a	0,511	14,24±6,21 12,50(7,90) ^a	0,336	13,48±3,31 12,20(5,05) ^{a,c}	0,287	17,48±6,57 16,50(4,70) ^{a,b,d}	0,098	17,03±7,19 17,60(10,20) ^{a,b,c,d,e}	0,003 ^x	18,80±6,95 16,95(14,35) ^{a,b,c,d,e}	0,002 ^x																																																																																																																										
	GE	X(DP) Md(I.I)	13,69±4,71 13,25(5,67)		16,20±8,83 13,60(8,40)		15,99±5,59 14,70(9,30)		16,47±6,76 15,20(3,50)		22,88±8,12 21,30(13,55) ^a		27,79±9,52 29,30(15,75) ^{a,b,c,e}		29,73±9,77 26,50(16,70) ^{a,b,c,e}		AFCT (graus)	GC	X(DP) Md(I.I)	6,05±3,02 5,65(3,02)	0,538	6,15±3,30 5,16(4,72)	0,169	6,60±3,58 6,07(5,20)	0,293	6,63±2,93 6,18(3,65)	0,185	6,91±3,69 5,37(7,07)	0,374	6,74±3,47 5,88(2,43)	0,035 ^y	8,10±3,53 7,36(3,79) ^{a,c,d,f}	0,015 ^x	GE	X(DP) Md(I.I)	7,17±3,64 5,51(5,28)	8,06±3,36 7,00(3,69)	8,18±2,79 8,13(3,80)	7,88±2,34 8,29(4,80) ^d	10,82±3,89 9,75(4,25) ^{a,b,c}	11,60±6,76 10,84(4,19) ^{a,b,c}	12,59±4,63 11,20(7,02) ^{a,c,d}	AICT (graus)	GC	X(DP) Md(I.I)	6,86±2,72 5,98(2,51)	0,503	7,05±1,96 7,90(3,08)	0,014 ^x	7,42±2,11 6,98(1,92)	0,000 ^x	8,25±4,09 7,41(2,65) ^a	0,007 ^y	8,65±3,14 7,54(5,12) ^b	0,010 ^x	9,22±3,55 8,64(3,07) ^a	0,000 ^y	12,10±4,35 10,76(4,55) ^{a,b,c,d,e,f}	0,002 ^y	GE	X(DP) Md(I.I)	7,45±3,04 6,90(3,09)	10,13±3,70 9,95(4,08) ^a	12,42±3,71 13,14(4,72) ^{a,b}	11,26±2,83 11,69(2,94) ^a	15,98±3,69 15,20(4,06) ^{a,b,d}	17,95±6,04 18,19(8,09) ^{a,b,c,d}	19,96±5,32 21,28(6,95) ^{a,b,c,d,f}	ARCT (graus)	GC	X(DP) Md(I.I)	14,71±4,84 13,84(4,99)	0,038 ^x	16,46±5,33 14,75(8,39)	0,204	16,81±5,31 15,41(5,16) ^a	0,204	15,06±3,90 13,43(5,81)	0,008 ^x	20,23±7,49 18,16(5,01) ^{a,b,d}	0,010 ^x	19,62±6,29 19,74(6,03) ^{a,b,d}	0,001 ^x	20,13±6,02 19,00(11,43) ^{a,b,d}	0,000 ^x	GE	X(DP) Md(I.I)	19,22±5,39 19,23(8,73)	20,88±8,00 19,17(7,34)	22,28±9,09 22,84(14,78)	22,07±9,16 17,84(12,87)	26,84±9,48 26,48(15,55) ^{a,b,c}	33,62±12,06 31,82(16,64) ^{a,b,c,d,e}	33,73±10,38 34,26(16,13) ^{a,b,c,d,e}																																												
AFCT (graus)	GC	X(DP) Md(I.I)	6,05±3,02 5,65(3,02)	0,538	6,15±3,30 5,16(4,72)	0,169	6,60±3,58 6,07(5,20)	0,293	6,63±2,93 6,18(3,65)	0,185	6,91±3,69 5,37(7,07)	0,374	6,74±3,47 5,88(2,43)	0,035 ^y	8,10±3,53 7,36(3,79) ^{a,c,d,f}	0,015 ^x																																																																																																																										
	GE	X(DP) Md(I.I)	7,17±3,64 5,51(5,28)		8,06±3,36 7,00(3,69)		8,18±2,79 8,13(3,80)		7,88±2,34 8,29(4,80) ^d		10,82±3,89 9,75(4,25) ^{a,b,c}		11,60±6,76 10,84(4,19) ^{a,b,c}		12,59±4,63 11,20(7,02) ^{a,c,d}		AICT (graus)	GC	X(DP) Md(I.I)	6,86±2,72 5,98(2,51)	0,503	7,05±1,96 7,90(3,08)	0,014 ^x	7,42±2,11 6,98(1,92)	0,000 ^x	8,25±4,09 7,41(2,65) ^a	0,007 ^y	8,65±3,14 7,54(5,12) ^b	0,010 ^x	9,22±3,55 8,64(3,07) ^a	0,000 ^y	12,10±4,35 10,76(4,55) ^{a,b,c,d,e,f}	0,002 ^y	GE	X(DP) Md(I.I)	7,45±3,04 6,90(3,09)	10,13±3,70 9,95(4,08) ^a	12,42±3,71 13,14(4,72) ^{a,b}	11,26±2,83 11,69(2,94) ^a	15,98±3,69 15,20(4,06) ^{a,b,d}	17,95±6,04 18,19(8,09) ^{a,b,c,d}	19,96±5,32 21,28(6,95) ^{a,b,c,d,f}	ARCT (graus)	GC	X(DP) Md(I.I)	14,71±4,84 13,84(4,99)	0,038 ^x	16,46±5,33 14,75(8,39)	0,204	16,81±5,31 15,41(5,16) ^a	0,204	15,06±3,90 13,43(5,81)	0,008 ^x	20,23±7,49 18,16(5,01) ^{a,b,d}	0,010 ^x	19,62±6,29 19,74(6,03) ^{a,b,d}	0,001 ^x	20,13±6,02 19,00(11,43) ^{a,b,d}	0,000 ^x	GE	X(DP) Md(I.I)	19,22±5,39 19,23(8,73)	20,88±8,00 19,17(7,34)	22,28±9,09 22,84(14,78)	22,07±9,16 17,84(12,87)	26,84±9,48 26,48(15,55) ^{a,b,c}	33,62±12,06 31,82(16,64) ^{a,b,c,d,e}	33,73±10,38 34,26(16,13) ^{a,b,c,d,e}																																																																						
AICT (graus)	GC	X(DP) Md(I.I)	6,86±2,72 5,98(2,51)	0,503	7,05±1,96 7,90(3,08)	0,014 ^x	7,42±2,11 6,98(1,92)	0,000 ^x	8,25±4,09 7,41(2,65) ^a	0,007 ^y	8,65±3,14 7,54(5,12) ^b	0,010 ^x	9,22±3,55 8,64(3,07) ^a	0,000 ^y	12,10±4,35 10,76(4,55) ^{a,b,c,d,e,f}	0,002 ^y																																																																																																																										
	GE	X(DP) Md(I.I)	7,45±3,04 6,90(3,09)		10,13±3,70 9,95(4,08) ^a		12,42±3,71 13,14(4,72) ^{a,b}		11,26±2,83 11,69(2,94) ^a		15,98±3,69 15,20(4,06) ^{a,b,d}		17,95±6,04 18,19(8,09) ^{a,b,c,d}		19,96±5,32 21,28(6,95) ^{a,b,c,d,f}		ARCT (graus)	GC	X(DP) Md(I.I)	14,71±4,84 13,84(4,99)	0,038 ^x	16,46±5,33 14,75(8,39)	0,204	16,81±5,31 15,41(5,16) ^a	0,204	15,06±3,90 13,43(5,81)	0,008 ^x	20,23±7,49 18,16(5,01) ^{a,b,d}	0,010 ^x	19,62±6,29 19,74(6,03) ^{a,b,d}	0,001 ^x	20,13±6,02 19,00(11,43) ^{a,b,d}	0,000 ^x	GE	X(DP) Md(I.I)	19,22±5,39 19,23(8,73)	20,88±8,00 19,17(7,34)	22,28±9,09 22,84(14,78)	22,07±9,16 17,84(12,87)	26,84±9,48 26,48(15,55) ^{a,b,c}	33,62±12,06 31,82(16,64) ^{a,b,c,d,e}	33,73±10,38 34,26(16,13) ^{a,b,c,d,e}																																																																																																
ARCT (graus)	GC	X(DP) Md(I.I)	14,71±4,84 13,84(4,99)	0,038 ^x	16,46±5,33 14,75(8,39)	0,204	16,81±5,31 15,41(5,16) ^a	0,204	15,06±3,90 13,43(5,81)	0,008 ^x	20,23±7,49 18,16(5,01) ^{a,b,d}	0,010 ^x	19,62±6,29 19,74(6,03) ^{a,b,d}	0,001 ^x	20,13±6,02 19,00(11,43) ^{a,b,d}	0,000 ^x																																																																																																																										
	GE	X(DP) Md(I.I)	19,22±5,39 19,23(8,73)		20,88±8,00 19,17(7,34)		22,28±9,09 22,84(14,78)		22,07±9,16 17,84(12,87)		26,84±9,48 26,48(15,55) ^{a,b,c}		33,62±12,06 31,82(16,64) ^{a,b,c,d,e}		33,73±10,38 34,26(16,13) ^{a,b,c,d,e}																																																																																																																											

Nota: Comparações Intergrupos: x) Diferenças estatisticamente significativas para o Teste *T de Student* para amostras independentes ($p < 0,05$) e y) Diferenças estatisticamente significativa para o Teste *U de Mann Whithney* ($p < 0,05$). Comparações Intragrupos: Teste de *Friedman* com comparações múltiplas ($p < 0,05$ 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% **Legenda:** Amplitude de Flexão de Tronco (AFT); Amplitude de Inclinação do Tronco (AIT); Amplitude de Rotação do Tronco (ART); Amplitude de Flexão Da Coluna Torácica (AFCT); Amplitude de Inclinação da Coluna Torácica (AICT); Amplitude de Rotação da Coluna Torácica (ARCT). Média e Desvio Padrão {X(DP)}; Mediana e Intervalo Interquartil {Md(I.I)}.

Os resultados encontrados primeiramente a partir das análises das amplitudes tridimensionais do tronco, (sendo este considerado como segmento único – AFT ou fracionada em coluna torácica AFCT), evidenciaram que entre o GC houve diferenças significativas em todos os níveis de altura para a variável AFT e apresentou diferenças em cinco das sete alturas estudadas na variável AFCT, com destaque para a altura de 40% que apresentou a maior amplitude 10,75(4,95) graus.

Já para o GE, foram encontradas diferenças significativas em todos os níveis de altura para a variável AFT e AFCT mostrando que o tronco também é influenciado pela variação da altura entre a população idosa.

Em relação AIT do GC, pode-se observar que houve diferenças em todos os níveis exceto na altura de 20% para a variável AIT, sendo que as maiores diferenças ocorreram envolvendo a altura mais baixa, 10% 5,30(3,35) graus com a mais alta 40% 6,85(2,97) graus. Já para a variável AICF, também verifica-se a existência de diferenças significativas em todos os níveis de altura e envolvendo as alturas baixas 10% 5,98(2,51) graus e as altas 40% 10,76(4,55) graus. Já para o GE, verifica-se que tanto para a variável AIT quanto para a variável AICT, foram encontradas diferenças significativas em todos os níveis investigados.

Quando comparados os dois grupos em questão, observa-se que para a variável AIT houve diferença significativa apenas para a altura de 40% ($p=0,026$). Já para a variável AICT foram encontradas diferenças em todos os níveis com exceção da altura de 10%.

Outra amplitude angular analisada foi a rotação do tronco como segmento único e fragmentado em coluna torácica. Tanto o GC quanto o GE apresentaram diferenças significativas em todas as alturas analisadas para ambas as variáveis, com exceção da altura de 25% na variável ART para o GE.

Ao comparar um grupo com o outro podemos observar que para a variável ART que considera o tronco como segmento único, as diferenças ocorrem a partir da altura de 35%. Quando comparamos os grupos através da variável ARCT que considera o tronco como fragmentado, observamos que com exceção da altura de 10%, os grupos começam a se diferenciar a partir da altura de 25%, caracterizando a forma de ultrapassar semelhante à da variável ART.

A tabela 3 buscou comparar as alturas e os grupos nas variáveis angulares da pelve e também como coluna lombar fracionada.

Tabela 3 – Comparação entre as alturas e os grupos nas variáveis angulares dos segmentos pelve e coluna lombar fracionados.

Variáveis		10%	p	15%	p	20%	p	25%	p	30%	p	35%	p	40%	p	
AFP (graus)	GC	X(DP)	8,63±3,80		11,61±2,49		12,87±3,58		16,26±3,49		19,93±4,17		22,82±2,80		26,69±4,12	
		Md(I.I)	8,10(4,65)	0,026 ^x	12,60(3,35) ^a	0,012 ^y	12,60(6,90) ^a	0,000 ^x	15,90(4,15) _{a,b,c}	0,031 ^x	20,30(6,05) _{a,b,c,d}	0,000 ^x	22,10(4,80) _{a,b,c,d,e}	0,003 ^x	28,30(6,10) _{a,b,c,d,e,f}	0,019 ^x
	GE	X(DP)	11,53±2,91		16,90±5,95		21,05±5,46		20,11±6,31		25,70±9,85		29,30±6,48		33,09±8,23	
		Md(I.I)	10,95(4,23)		14,80(6,80) ^a		21,00(5,75) ^{a,b}		20,70(7,80) _{a,b}		27,20(8,05) _{a,b,c,d}		29,30(8,25) _{a,b,c,d}		33,50(11,95) ^a _{b,c,d}	
AIP (graus)	GC	X(DP)	10,70±2,69		10,98±3,27		11,81±3,75		11,78±3,89		13,07±5,12		14,40±4,86		16,85±5,12	
		Md(I.I)	12,50(6,95)	0,412	10,60(2,35)	0,708	11,50(6,15) ^a	0,304	10,60(7,10) _{a,c}	0,086	14,50(9,20) ^{a,b}	0,000 ^y	15,10(7,10) _{a,b,c,d,e}	0,002 ^x	17,55(7,40) _{a,b,c,d,e,f}	0,003 ^x
	GE	X(DP)	9,88±4,04		11,90±5,91		14,20±7,39		16,14±6,06		17,38±9,80		22,34±6,67		25,73±8,14	
		Md(I.I)	9,30(4,10)		12,90(9,10) ^a		15,20(12,50) _{a,b}		15,90(9,10) _{a,b}		16,50(12,05) _{a,b,c,d}		20,10(11,30) _{a,b,c,d,e}		26,60(14,15) ^a _{b,c,d,e,f}	
ARP (graus)	GC	X(DP)	15,10±6,87		15,28±7,53		19,73±13,04		14,68±4,76		18,76±8,14		20,82±8,11		23,89±8,50	
		Md(I.I)	14,30(8,60)	0,156	14,10(10,30) ^a	0,254	13,50(7,80) ^a	0,027 ^x	16,50(7,35) ^a	0,686	20,40(12,40) _{a,b,c}	0,027 ^x	23,10(13,80) ^a _{b,c}	0,005 ^x	24,85(12,32) ^a _{b,c,d,e,f}	0,013 ^x
	GE	X(DP)	18,65±7,80		19,17±8,90		21,40±6,31		17,50±7,25		23,37±10,21		32,68±11,06		33,83±11,26	
		Md(I.I)	16,60(7,65)		18,60(6,10)		22,30(10,95) _a		17,30(10,10) ^c		25,40(10,45) _{c,d}		31,70(12,25) _{a,b,c,d,e}		32,50(15,40) ^a _{b,c,d,e}	
AFCL (graus)	GC	X(DP)	15,03±4,88		15,38±4,61		14,86±4,55		15,86±4,05		14,98±4,39		16,75±5,64		17,52±4,31	
		Md(I.I)	13,75(7,46)	0,073	14,12(6,85)	0,223	13,97(6,02) ^d	1,000	14,78(8,19)	0,223	16,00(7,67)	0,005 ^y	15,18(8,84)	0,085	17,06(6,50) _{a,b,c,d,e}	0,058
	GE	X(DP)	11,42±4,67		13,38±5,83		15,98±6,69		14,00±4,49		18,62±6,91		21,47±7,61		23,08±7,09	
		Md(I.I)	11,13(6,65)		11,70(6,49) ^a		13,99(9,99) ^a		13,05(4,90)		16,27(8,60) _{a,b,c}		20,65(7,98) _{a,b,c,d}		21,40(10,60) ^a _{b,c,d}	
AICL (graus)	GC	X(DP)	8,68±4,70		7,38±2,00		10,42±3,10		12,04±6,53		14,29±4,56		15,07±5,03		19,01±6,47	
		Md(I.I)	7,13(2,31)	0,077	7,93(2,93)	0,008 ^x	11,61(4,46) ^a	0,001 ^x	10,34(4,68) _{a,b}	0,002 ^y	13,89(6,65) _{a,b,c}	0,219	13,30(4,34) _{a,b,c,d}	0,000 ^y	18,17(8,13) _{a,b,c,d,e,f}	0,006 ^y
	GE	X(DP)	12,14±5,55		10,87±3,21		17,32±5,60		17,04±5,37		23,36±6,60		24,07±8,09		27,52±8,61	
		Md(I.I)	11,94(7,44)		9,69(4,10) ^a		17,66(6,46) ^a		15,15(7,80) _{a,b}		21,14(7,13) _{a,b,c,d}		24,29(14,22) _{a,b,c,d}		27,55(16,39) ^a _{b,c,d,e,f}	
ARCL (graus)	GC	X(DP)	23,66±20,60		15,14±6,09		18,38±9,78		18,22±5,43		21,81±10,55		23,58±8,97		28,96±10,56	
		Md(I.I)	19,09(14,91)	0,574	13,94(8,14)	0,064	16,72(7,70)	0,008 ^y	16,40(7,57) ^f	0,061	20,80(16,50) ^b	0,098	22,66(10,80) _{b,c,d}	0,003 ^x	28,56(15,05) ^a _{b,c,e,f}	0,066
	GE	X(DP)	23,17±10,22		22,03±9,01		26,49±8,71		22,61±8,11		29,86±10,11		38,58±13,30		37,59±13,91	
		Md(I.I)	18,42(15,33)		18,57(6,09)		23,50(10,83) ^b		20,16(7,35) ^c		28,57(12,56) _{a,b,d}		36,48(19,00) ^a _{b,c,d,e}		39,21(17,95) ^a _{b,c,d,e}	

Nota: Comparações Intergrupos: x) Diferenças estatisticamente significativas para o Teste *T de Student* para amostras independentes ($p < 0,05$) e y) Diferenças estatisticamente significativa para o Teste *U de Mann Whithney* ($p < 0,05$). Comparações Intragrupos: Teste de *Friedman* com comparações múltiplas ($p < 0,05$). 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%. **LEGENDA:** Amplitude de Flexão da Pelve (AFP); Amplitude de Inclinação da Pelve (AIP); Amplitude de Rotação da Pelve (ARP); Amplitude de Flexão Coluna Lombar (AFCL); Amplitude de Inclinação Coluna Lombar(AICL); Amplitude de Rotação ad Coluna Lombar (ARCL). Média e Desvio Padrão {X(DP)}; Mediana e Intervalo Interquartil {Md(I.I)}.

Em relação à AFCL do GC podemos observar com os resultados obtidos que houve diferenças significativas em todos os níveis de altura com exceção da altura de 35%, sendo destacado a altura de 40% com 17,06(6,50) graus. Em relação a mesma variável do GE, também foi possível observar que houve diferenças significativas em todos os níveis de altura investigados.

Quando comparados os dois grupos foi possível perceber que existiu diferença significativa apenas na altura de 35%.

As últimas variáveis investigadas no estudo foram as amplitudes de Rotação da Coluna Lombar e as Amplitudes de Rotação da Pelve de ambos os grupos. A partir da análise da variável ARP, verificamos que houve diferenças significativas em todas as alturas estudadas tanto no GC quanto no GE. Os destaques dessas diferenças se encontram nas alturas de 10% para o GC 14,30(8,60) graus e para a altura de 40% para ambos os grupos, sendo 24,85(12,32) graus para o GC e 32,50(15,40) para o GE.

Também foi possível verificar ao comparar os dois grupos que houve diferenças entre eles basicamente a partir da altura de obstáculo com 30% do comprimento do membro inferior, demonstrando que idosas apresentam um padrão diferente de jovens, rodando mais a pelve para ultrapassar obstáculos mais altos.

Já em relação a última variável do estudo a ARCL, também apresentou diferenças significativas em todas as alturas para ambos os grupos, sendo mais evidente para a altura de 40% no GC com 28,56(15,05) graus.

Já a tabela 4 correlaciona as variáveis espaço-temporais e angulares em relação as alturas dos obstáculos dos grupos controle e estudo.

Tabela 4 – Coeficiente de correlação de Pearson entre as variáveis do estudo e as alturas do obstáculo entre os grupos estudo e controle.

Variável	GC(p)		GE (p)	
	R	p valor	R	p valor
Cadência (passos/min)	- 0,55*	0,000	- 0,54*	0,000
TTU (s)	- 0,07	0,528	0,09	0,398
DHPO (cm)	0,09	0,369	- 0,15	0,138
DVPO (cm)	0,19	0,091	- 0,23*	0,024
DHOP (cm)	- 0,01	0,920	- 0,11	0,274
DHLP (cm)	0,01	0,974	- 0,25*	0,018
AFT (graus)	- 0,17	0,116	0,70*	0,000
AIT (graus)	0,18	0,080	0,44*	0,000
ART (graus)	0,39*	0,000	0,57*	0,000
AFP (graus)	0,87*	0,000	0,72*	0,000
AIP (graus)	0,43*	0,000	0,61*	0,000
ARP (graus)	0,34*	0,001	0,51*	0,000
AFCT (graus)	0,18	0,092	0,43*	0,000
AICT (graus)	0,42*	0,000	0,70*	0,000
ARCT (graus)	0,31*	0,003	0,52*	0,000
AFCL (graus)	0,19	0,075	0,53*	0,000
AICL (graus)	0,56*	0,000	0,60*	0,000
ARCL (graus)	0,19	0,079	0,46*	0,000

Nota: Teste estatístico: Coeficiente de Correlação de Pearson. * Correlação estatisticamente significativa. Legenda: Tempo Total de Ultrapassagem (TTU); Distância Horizontal Pé-Obstáculo (DHPO); Distância Vertical Pé-Obstáculo (DVPO); Distância Horizontal Obstáculo-Pé (DHOP); Distância Horizontal Lateral do Passo (DHLP); 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).

Em relação a variável cadência, ambos os grupos apresentaram correlação moderada ($R = -0,55$ para GC e $R = -0,54$ para GE), Também foram encontradas correlações de intensidade fraca para a variável DVPO e DHLP no GE ($R = -0,23$ e $R = -0,25$) respectivamente. Ainda em relação ao GE também apresentou correlação forte para a AFT ($R = 0,70$) e moderada para AFTF ($R = 0,43$). Também foi possível verificar que houve correlação fraca para ambas as variáveis ART e ARCT no GC (ART $R = 0,39$ e ARCT $R = 0,31$) e correlação moderada também para ambas as variáveis no GE (ART $R = 0,58$ e ARCT $R = 0,52$).

Também foram encontradas correlações envolvendo as variáveis AFP para ambos os grupos estudados sendo forte para a variável AFP do GC $R = 0,88$ e GE com $R = 0,72$ além de correlação moderada para variável AFCL para o GE $R = 0,53$. Foi encontrada correlação fraca para o GC na variável ARP ($R = 0,34$) e moderada para o GE ($R = 0,51$). Por fim houve correlação moderada para o GE na variável ARCL ($R = 0,46$).

Em relação ao teste *Short Physical Performance battery* (SPPB), como todas as idosas obtiveram bom desempenho, ou seja, pontuação entre 10 e 12 pontos, impossibilitou de realizar a correlação entre o nível de capacidade funcional com as variáveis encontradas no presente estudo.

7. DISCUSSÃO

A seguir apresentaremos a discussão dos resultados encontrados no estudo.

A cadência é definida pela frequência de passos realizados num espaço de tempo, normalmente expressa em passos/minutos (32). Já o tempo total de ultrapassagem corresponde ao tempo de execução da tarefa mensurada em segundos.

Após a análise entre os dois grupos é possível afirmar que a altura parece influenciar na cadência tanto de indivíduos jovens quanto de idosos, de forma que a cadência diminui à medida que aumenta a altura do obstáculo, (Informação confirmada pela correlação da variável para os dois grupos), onde ambas apresentaram correlação moderada. Em relação ao Tempo Total de Ultrapassagem (TTU) apesar de existir algumas diferenças significativas no GC, a variação da altura do obstáculo pareceu não influenciar ou pouca influência no TTU do grupo jovem. Já para o GE a variável pareceu ser influenciada pela altura do obstáculo, principalmente a altura de 40% do comprimento do membro inferior.

Apesar de apresentar padrões semelhantes em relação à cadência e o tempo total de ultrapassagem, quando comparados um grupo com o outro observa-se que existem diferenças significativas entre eles. O GE apresentou menor cadência e tempo de ultrapassagem que o GC.

Estas diferenças encontradas no estudo concordam com outros autores encontrados na literatura, indicando mais uma vez que os resultados simbolizam uma estratégia conservadora pelos idosos (65). Como Hahn e Chou (2004), que também encontraram uma redução na velocidade e no tempo de ultrapassagem de idosos em tarefa semelhante de ultrapassagem de obstáculo.

Ainda em relação ao Tempo Total de Ultrapassagem, verificou-se que houve diferenças significativas no comportamento da variável quando comparado os dois grupos, existindo diferenças significativas em todos os níveis estudados. Estes achados representam que o GE demorou um tempo maior para ultrapassar os obstáculos. Tal evento se justifica pelo fato de com a execução da tarefa realizada

de forma mais lenta poderia também oferecer ao grupo das idosas, mais tempo para ajustar a sua colocação do pé em relação ao obstáculo a fim de reduzir o risco de tropeçar(66), caracterizando como uma estratégia conservadora (67).

Em relação à Distância Horizontal Pé-Obstáculo (DHPO), os resultados sugerem que os participantes dos diferentes grupos realizaram estratégias de ultrapassagem diferentes dependendo da altura do obstáculo. A DHPO verificado no GC apresentou diferenças significativas a partir da altura de 20%. Em relação aos valores obtidos pelo GE na variável em questão, pareceu não obedecer a um padrão, pois os valores se alternaram à medida que se mudou a altura do obstáculo.

Com os resultados encontrados em relação a DHPO, não é possível afirmar que exista alguma característica peculiar envolvendo a altura do obstáculo e a distância pré-ultrapassagem. Apesar de haver poucas diferenças intra-grupos, quando comparados os dois grupos pesquisados, nota-se que existiu diferenças nas distâncias entre os dois grupos de forma que as idosas obtiveram menores distâncias pré ultrapassagem. Os valores encontrados entre os grupos em relação à DHPO, talvez seja explicado pelo fato do GC por se tratarem de jovens, realizam os ajustes prévios necessários assim que se depara com a tarefa, compensando com outras variáveis biomecânicas garantindo assim a ultrapassagem. Ao contrário do GE que por se tratar de idosas, estas necessitam se aproximar mais do obstáculo alto para então realizar com êxito a ultrapassagem do obstáculo alto.

A distância horizontal pé-obstaculo pré ultrapassagem se torna uma variável importante nos estudos envolvendo ultrapassagem de obstáculos pois ela informa o quanto os indivíduos a serem estudados consideram a distância segura para realizar a ultrapassagem (68). Para alguns autores distâncias próximas ao obstáculo seriam uma forma segura dos idosos realizarem a ultrapassagem.

No presente estudo foi observado que o comportamento do GE em relação a DHPO se aproximou mais dos estudos de Chen et al; (19991) e Cozzani, Mauerberg e Castro (2005) que verificaram os idosos adotam uma postura mais conservadora durante a ultrapassagem do obstáculo que os adultos jovens se aproximando mais do obstáculo para realizar a ultrapassagem. Estudos semelhantes envolvendo a variável também mostraram que o idoso de modo geral se aproxima mais do obstáculo para realizar a ultrapassagem (4,22,51) que analisaram o andar de idosos

na presença de obstáculos e verificaram uma diminuição da distância do pé em relação ao obstáculo com o avanço da idade.

A distância vertical pé-obstáculo se torna útil para entender algumas estratégias utilizadas para a realização da tarefa de ultrapassagem de obstáculos (4). Não foram encontrados diferenças significativas para o GC nesta variável, portanto não pode-se afirmar que a altura do obstáculo influencia ou altera a distância vertical de ultrapassagem pelo GC. Apesar de não haver diferenças significativas da variável para o grupo, percebe-se que através dos valores obtidos a distância aumenta de forma sutil mas progressiva, de acordo com o incremento da altura.

Diferentemente do GC, o GE apresentou diferenças significativas em seis das sete alturas investigadas, evidenciando que a altura do obstáculo parece exercer influência sobre a distância vertical de ultrapassagem pelo grupo de idosas. Quando analisado os valores obtidos em cada altura envolvendo o GE, observa-se que o grupo apresentou um aumento progressivo assim como o GC até a altura de 20% (que corresponde a uma altura de 50% da altura máxima a ser aplicada), decaindo de forma progressiva na altura seguintes. Também foi evidenciado uma correlação fraca entre a variável com as alturas do obstáculo.

De acordo com Cozzani e Mauenberg (2005) em seus estudos, avaliaram idosos em duas situações obstáculo baixo (2 cm) e obstáculo considerado alto (15 cm) e evidenciou que a distância vertical aumentou para a altura considerada alta por eles com uma média de 13,5 cm. Os nossos resultados são parcialmente semelhantes ao estudo de Cozzani e Mauenberg. O grupo de idosas apresentaram médias que variaram de 15,77 a aproximadamente 20 cm.

Já para outros autores que também investigaram a variável em sujeitos idosos, constataram que não houve mudanças decorrentes da variação da altura do obstáculo (69,70). Para esses autores o fato dos idosos não ajustarem a distância vertical do pé durante a ultrapassagem poderia predispor a tropeços e possíveis quedas (71). Fato que não ocorreu em nossos estudos pois o grupo de idosas estudadas apresentou um aumento progressivo até a altura de 20% do comprimento da perna decaindo logo na sequência.

Tal diferença encontrada no grupo de idosas provavelmente pelo fato da altura do obstáculo em nossos estudos serem regulados de acordo com o

comprimento do membro inferior de cada voluntária, variável não controlada pelos autores citados acima. Outro se explique pelo fato do GC por ter todos os sistemas responsáveis pelo controle e equilíbrio do corpo íntegros, principalmente o musculoesquelético sejam mais precisos nos ajustes e mantêm uma distância de ultrapassagem segura, inclusive nos níveis mais altos do obstáculo, a fim de evitar possíveis tropeços e quedas. Já para o GE ao passar da altura de 20% o obstáculo passou a se tornar “alto” para os sujeitos, haja vista que alturas maiores exigem mais da musculatura dos membros inferiores (4). Tal fato fez com que ao aumentar a altura do obstáculo as distâncias verticais conseqüentemente fossem diminuindo.

A variável DHOP visa apresentar o quão longe do obstáculo o indivíduo aterrissa com o membro de ultrapassagem. Podemos perceber que não houve um padrão envolvendo as distâncias alcançadas pelos voluntários e a variação da altura dos obstáculos nos dois grupos analisados. Entretanto, quando comparados os grupos, nota-se que o GE apresentou distâncias pós ultrapassagem menores que a do GC. Esta atitude pode ser entendida como uma consequência do mecanismo conservador utilizados pelas idosas ao ultrapassarem os obstáculos. Tal ação também foi encontrada em outros trabalhos, chamando a atenção para o risco de quedas devido a proximidade com o obstáculo (72).

Os resultados encontrados na variável DHLP mostrou que a variável parece influenciar pouco na DHLP que representa a largura da base de suporte durante a ultrapassagem dos indivíduos jovens. Diferentemente do GC o GE apresentou diferenças significativas em cinco alturas das sete analisadas. Para alcançar a ultrapassagem de obstáculos bem sucedida, o centro de pressão do corpo (COP) tem de ser controlado dentro de uma base de suporte reduzida definida por um único membro em contato com o solo, como as oscilações de perna contralateral sobre o obstáculo (72).

Esse aumento da distância entre os pés entre os sujeitos idosos na altura de 40%, parece ser uma estratégia encontradas por eles para garantir a estabilidade do corpo durante a ultrapassagem do obstáculo mais alto, pois aumentando a base de suporte eles conseguem manter o centro de pressão (COP) dentro dos limites dessa base (32). Quando comparados os dois grupos verificamos que houve diferenças entre as alturas de 25, 30 e 40% sendo que em ambos os grupos, não há um padrão de relação entre as distâncias obtidas com as alturas. De modo geral o grupo

controle apresentou valores menores da variável DHLP do que o grupo estudo em todos os níveis de altura avaliados.

Os resultados encontrados a partir das amplitudes de flexão/extensão do tronco como segmento único, mostrou que o tronco é intimamente influenciado pela variação da altura do obstáculo na tarefa de ultrapassagem entre o grupo de jovens. Essa “influência” sofrida pela ação de flexão/extensão do tronco parece ocorrer de forma bastante sensível ao modo que, o tronco apresentou um aumento da amplitude no plano sagital à medida que altura do obstáculo também aumentava. Já em relação a AFCT para o mesmo grupo, pode-se perceber que o tronco não obteve um comportamento semelhante à variável AFT, não apresentando um aumento progressivo com o incremento da altura, porém ambas as variáveis as maiores amplitudes ocorreram na altura de 40%.

Em relação ao GE, os resultados mostraram que o tronco também é influenciado pela variação da altura entre a população idosa, pois assim como no GC, também foi verificado que com o incremento da altura do obstáculo a amplitude de flexão/extensão do tronco também aumenta. Tal característica também foi evidenciada na variável AFCT, onde a amplitude de flexão aumentou com o aumento da altura dos obstáculos.

Quando comparados os grupos, verifica-se primeiramente que para a variável AFT, com exceção da altura de 10%, todas as outras alturas apresentaram diferenças significativas. Sendo assim, pode-se afirmar que obstáculos com alturas iguais ou superiores à 15% os idosos já diferem dos adultos jovens oscilando mais o tronco no plano sagital para realizarem a ultrapassagem. Uma possível explicação é que as idosas realizam ajustes posturais de forma a inclinar o tronco antes mesmo de começar o passo de ultrapassagem e, subsequentemente, endireitando o tronco numa atitude de extensão ao final da ultrapassagem obtendo amplitudes maiores(19).

Já para a variável AFCT verifica-se que houve diferenças significativas apenas para as alturas de 35 e 40% do comprimento do membro inferior, representando que até a altura de 30% o tronco de jovens e idosos não diferiram em relação a flexão do tronco, sendo diferente a partir da altura de 35% necessitando os idosos a oscilarem mais o tronco. Hahn e Chou (2004) em estudo semelhante utilizando alturas de obstáculos de 2,5; 5; 10 e 15% do tamanho do indivíduo,

demonstraram que os idosos ao ultrapassar o obstáculo maior obtiveram maiores amplitudes de oscilação do tronco no plano sagital do que adultos jovens (idosos: $9,4 \pm 2,02$ °; o jovem: $7,2 \pm 2,62$ °). No presente estudo encontraram valores semelhantes para a alturas de 15% na variável AFT e 30% para AFCT no grupo de idosas e 25% na variável AFT e 40% para AFCT no grupo de jovens. A diferença talvez seja em relação ao critério adotado para mensurar a altura do obstáculo, já que em no presente trabalho foi adotado como referência o comprimento do membro inferior.

Uma outra abordagem dada ao aumento da flexão/extensão do tronco pela população idosa é a de que o movimento dinâmico da tarefa coincide com a flexão da cabeça ocasionada para adquirir informações sobre o ambiente (ou seja, a exploração do solo), reduzindo a complexidade do controle postural e garantindo a ultrapassagem com segurança (72). Não podemos afirmar em nosso estudo se a flexão da cabeça influenciou na flexão do tronco pois esta foi um ponto não observado, mas devemos levar em consideração pela característica da marcha envolvendo idosos servindo de sugestão para trabalhos futuros.

Em resumo, quando confrontados os valores obtidos pelo tronco como segmento único e o tronco fracionado pela coluna torácica observa-se que as amplitudes encontradas na coluna torácica fracionada foram menores do que na coluna como segmento único.

Em relação às variáveis AIT e AICT o GC apresentou que os sujeitos jovens necessitam inclinar mais lateralmente o tronco para vencer os obstáculos considerados mais altos. Já para o GE, verificou-se que em ambas as variáveis as amplitudes de inclinação foram aumentando de acordo com incremento da altura do obstáculo. Sendo assim, pode-se afirmar que a altura do obstáculo influencia a inclinação do tronco de idosas saudáveis.

Quando comparados os dois grupos em questão observou-se que para a variável AIT houve diferença significativa apenas para a altura de 40%. Diferentemente para a variável AICT que foram encontradas diferenças em todos os níveis com exceção da altura de 10%, mostrando que idosas divergem de adultas jovens em alturas a partir de 15% necessitando inclinar mais o tronco. Tal característica de ultrapassagem pode ser confirmada pela correlação existente entre

a variável e as alturas do obstáculo, onde foram encontradas correlações moderadas para a AIT e forte para AICT.

As amplitudes encontradas na variável inclinação do tronco como segmento único foram menores do que as encontradas na inclinação da coluna torácica, tanto para o GC quanto para o GE.

Tal evento talvez seja explicado pela relação coluna torácica e lombar existente na execução da tarefa, onde que na coluna torácica como segmento único, tanto a coluna torácica quanto a coluna lombar são considerados como um segmento único, sendo assim, possíveis movimentos sinérgicos e/ou compensatórios envolvendo as duas regiões poderiam influenciar nas amplitudes angulares dando uma impressão de “maior rigidez” do segmento, quando tratado como único.

Outra amplitude angular analisada foi a rotação do tronco como segmento único e fragmentado em coluna torácica. Os resultados tanto do GC quanto do GE por meio das duas variáveis estudadas mostraram que a variação da altura interfere significativamente na rotação do tronco durante a tarefa de ultrapassagem de obstáculos. Outro ponto a frisar é que, assim como a flexão do tronco, a amplitude de rotação também aumentou de acordo com o aumento da altura do obstáculo.

O aumento das amplitudes de rotação de tronco assim como nos outros planos ocorridos durante a ultrapassagem também foram encontradas em outros trabalhos, como o de Lowrey, Reed e Vallis (2007) que investigaram o comportamento do Centro de Massa de idosos durante a ultrapassagem de obstáculos de diferentes formas e também encontrou aumento das amplitudes do tronco nos três planos. Segundo os autores esse aumento nas amplitudes do tronco para ultrapassar os obstáculos mais altos poderiam aumentar o deslocamento do Centro de Massa, sendo a tarefa de ultrapassar obstáculos altos uma tarefa desafiadora para a população idosa (51). Em relação às correlações verificou-se que houve correlação fraca para ambas as variáveis no GC e correlação moderada também para ambas as variáveis no GE.

Ao comparar um grupo com o outro pode-se observar que o grupo das idosas começou a diferenciar do grupo de jovens a partir da altura de 35% na ART e de 25% para ARCT. Tais amplitudes encontradas assim como para a variável de inclinação, não eram esperados em nossos estudos devido à natureza da tarefa

foram encontradas, principalmente para os níveis mais altos, o que torna a tarefa desafiadora para o GE.

Em suma o grupo de idosas do presente estudo apresentou amplitudes tridimensionais do tronco maiores que a população de jovens. Os achados não se assemelham com as afirmações de Kovac (2007) que ao realizar uma revisão de literatura sobre alguns fatores cinemáticos e fisiológicos que se alteram com o avançar da idade que influenciam na estratégia de ultrapassagem de idosos, revelou que idosos apresentam uma postura mais “rígida” ao caminhar e ao ultrapassar um obstáculo como forma estratégica de garantir a estabilidade do tronco durante a ultrapassagem (73).

Uma possível explicação para esse aumento das amplitudes do tronco das idosas durante a ultrapassagem seria que, para conseguir ultrapassar o obstáculo com o segundo membro inferior (membro de fuga), as idosas teriam que realizar inclinações maiores tanto no tronco quanto de pelves para garantir que o segundo membro ultrapasse o obstáculo. Tal ação ainda poderia ser potencializada pelo fato do indivíduo perder o contato visual com o obstáculo, sendo assim, ele aumentaria as amplitudes para garantir uma ultrapassagem segura do segundo membro inferior.

Dentre as variáveis de interesse, também foram analisadas as Amplitudes de Flexão da Coluna Lombar Fracionada e as amplitudes de Flexão da Pelve.

Pode-se observar com os resultados obtidos que a altura do obstáculo pareceu influenciar na amplitude de flexão/extensão da coluna lombar de ambos os grupos para ambas as variáveis AFT e AFCL. Outro ponto a considerar é que, quando comparados os grupos podemos notar que o GE apresentou valores de amplitudes um pouco maiores que a do GC. Porém, não observamos diferenças estatísticas entre os grupos. Sendo assim, é possível afirmar que não há diferença nas amplitudes de flexão/extensão da pelve entre jovens e idosas na tarefa de ultrapassagem de obstáculos.

Em relação as variáveis AIP e AICL em ambos os grupos as amplitudes de inclinação foram aumentando conforme a altura do obstáculo também foi aumentando, estabelecendo uma harmonia direta. Essa harmonia estabelecida pelos grupos é reforçada pelas correlações encontradas para ambos os grupos. Isso demonstra que a altura do obstáculo influenciou na inclinação da coluna lombar. Também foi possível notar que as idosas inclinaram lateralmente mais a coluna

lombar do que as jovens quando submetidas à tarefa de ultrapassagem de obstáculos.

As últimas variáveis investigadas no estudo foram as amplitudes de Rotação da Coluna Lombar e as Amplitudes de Rotação da Pelve de ambos os grupos.

A partir da análise da variável ARP, verificamos que houve diferenças significativas em todas as alturas estudadas tanto no GC quanto no GE. A partir desses dados podemos afirmar que, semelhante a outras variáveis já debatidas, a variação da altura do obstáculo interfere diretamente nas amplitudes de rotação da pelve tanto de idosas quanto de jovens.

Também verificamos que, ao comparar os dois grupos, houve diferenças entre eles basicamente a partir da altura de obstáculo com 30% do comprimento do membro inferior, demonstrando que idosas apresentam um padrão diferente de jovens, rodando mais a pelve para ultrapassar obstáculos mais altos.

Já em relação a última variável do estudo a ARCL, também apresentou diferenças significativas em todas as alturas para ambos os grupos. Dessa forma é possível afirmar que de modo geral tanto a população idosa quanto a formada por adultos jovens apresentam padrões semelhantes de ultrapassagem de obstáculos em relação a rotação da coluna lombar.

Após a análise de todas as variáveis do estudo verificamos que as amplitudes geradas pela pelve são maiores do que as geradas pelo tronco nas três dimensões e para ambos os grupos estudados. Tais características também foram encontradas para as variáveis investigadas através dos ângulos de Euler (tratadas como coluna torácica e lombar), onde fazendo uma relação entre a coluna lombar e o tronco, verifica-se que as amplitudes da coluna lombar foram maiores do que as do tronco em todos os planos. Esses achados sugerem que há uma sinergia envolvendo tronco e pelve durante a ultrapassagem dos obstáculos, que pode ser usado como justificativa para reduzir os movimentos do tronco que são potencialmente desestabilizadoras durante as atividades vida diária, como a ultrapassagem de obstáculos (13).

Com os resultados encontrados podemos verificar que o padrão adotado pelas idosas na tarefa de ultrapassagem é o oposto do encontrado na literatura para a marcha em diferentes terrenos onde verificaram que as pessoas idosas

apresentam menores inclinações laterais da pelve e diminuição nos movimentos verticais e rotacionais do tronco (11).

7. CONCLUSÃO

A orientação postural envolve o alinhamento ativo do tronco e da cabeça em relação à gravidade. O equilíbrio postural envolve a coordenação de estratégias de movimento para estabilizar o centro de massa corporal durante os movimentos. Ajustes posturais antecipatórios, antes de um determinado movimento do membro voluntário, servem para manter a estabilidade postural, compensando forças desestabilizadoras associados à movimentação de um membro. É o caso da ultrapassagem de obstáculos, uma tarefa de natureza complexa que exige do indivíduo que está realizando um ótimo controle postural para que este não venha a sofrer tropeços ou quedas

Os resultados mostraram que, embora as estratégias gerais de locomoção sejam as mesmas para os jovens adultos e idosos, o comportamento locomotor não é homogêneo, evidenciado pelos resultados das variáveis. No entanto, a maior variabilidade presente, possivelmente ocorreu devido a alterações biomecânicas relacionadas com a idade. Fato explicado pelas diferenças entre os grupos.

Em geral, foi verificado que as idosas para garantirem com sucesso a ultrapassagem dos obstáculos composta de sete diferentes níveis, realizaram aumentos em suas amplitudes de movimento de tronco e uma redução da sua velocidade constatada via mudanças na cadência. Estes resultados implicam que maiores ajustes posturais no tronco, coluna lombar, pelve e quadril são necessários para os idosos manter um bom equilíbrio dinâmico e ultrapassar os obstáculos com segurança.

Como relatado no parágrafo anterior, houve diferenças significativas nas amplitudes tridimensionais do tronco da pélvis assim como as amplitudes do tronco fracionada em tronco e lombar no grupo de idosas. Sendo assim, respondemos a questão problema levantada e consolida a hipótese do estudo que estimava aumento linear nos deslocamentos anteroposterior do tronco e da pelve, tal como um aumento nas outras variáveis angulares, além de uma redução nas variáveis espaço-temporais da marcha na tarefa de ultrapassagem de obstáculos em função do aumento da altura dos obstáculos. Fato confirmado por meio das correlações existentes entre as variáveis e as alturas do obstáculo, principalmente no grupo formado pelas idosas.

Pode-se evidenciar que o aumento da altura do obstáculo provocou o aumento amplitudes de deslocamento do tronco, tal fato pode aumentar potencialmente o movimento da COM dentro da base de suporte e conseqüentemente, desafiar os limites de estabilidade do grupo de idosas se tornando um fator precursor de quedas. Apesar do aumento das amplitudes nenhum voluntário do estudo sofreu queda durante a execução da tarefa.

Sugere-se para novos estudos a utilização de outros grupos como idosos com alguma restrição (i.e. lombalgia crônica) ou patologia ou indivíduos em fase de formação corporal como crianças e adolescentes também são válidos para o entendimento da tarefa. O estudo envolvendo programas de intervenção como reabilitação ou específicas de atividade física também ajudarão a entender como esses indivíduos, no caso, os idosos se comportam mediante a tarefa. A análise de outras variáveis como membros superiores e movimentação da cabeça durante a tarefa também se torna interessante para novos trabalhos assim como a utilização de outros equipamentos como acelerômetros ou eletromiógrafos em regiões como a coluna lombar e membros inferiores podem ajudar a entender melhor essas relações entre tronco, coluna lombar, pelve e membros inferiores.

Os resultados obtidos neste trabalho poderão auxiliar profissionais ligados à população idosa, como profissionais de Educação Física e Fisioterapeutas com novas informações em relação às estratégias utilizadas pelos idosos para ultrapassar obstáculos, principalmente informações relativas ao tronco. Dessa forma, exercícios e atividades voltados à mobilidade e fortalecimento do tronco e quadril como um todo deverão ser inseridos nas atividades dos idosos, seja ela recreativa, prática esportiva ou reabilitação, tal como a inserção da tarefa de ultrapassagem de obstáculos no *roll* de atividades se torna válido para a melhora e manutenção do desempenho do idoso. Além de fundamentar novas pesquisas e discussões a respeito da influência do tronco diante da tarefa de ultrapassar obstáculos.

REFERÊNCIAS

1. Organização das Nações Unidas. A ONU e as pessoas idosas [Internet]. 2014 [cited 2014 Mar 15]. Available from: <http://www.onu.org.br/a-onu-em-acao/a-onu-em-acao/a-onu-e-as-pessoas-idosas>
2. Sieck GC. Physiology of aging. J Appl Physiol [Internet]. 2003 Oct [cited 2014 Aug 17];95(4):1333–4. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12970371>
3. Nigam Y, Knight J, Bhattacharya S, Bayer A. Physiological changes associated with aging and immobility. J Aging Res [Internet]. 2012 Jan [cited 2014 Aug 16];2012(ii):468469. Available from: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3352586&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
4. Cozzani M, Mauerberg e Castro E. Estratégias adaptativas durante o andar na presença de obstáculos em idosos : impacto da institucionalização e da condição física. Rev Bras Educ Física e Esporte. 2005;19(1):49–60.
5. Lu T-W, Chen H-L, Wang T-M. Obstacle crossing in older adults with medial compartment knee osteoarthritis. Gait Posture [Internet]. 2007 Oct [cited 2014 Aug 16];26(4):553–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17240144>
6. Roberto P, Santiago P, Hentschel P, Da L. Estudo dinamométrico da marcha de idosos ultrapassando obstáculos. Rev Bras Educ Física e Esporte. 2009;23(1):15–23.
7. Kirkwood RN, Araújo PA, Dias CS. Biomecânica da marcha em idosos caidores e não caidores : uma revisão da literatura. Rev Bras Cienc e Mov. 2006;14(4):103–10.
8. 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 [Internet]. Elsevier B.V.; 2010 Apr [cited 2014 Aug 16];31(4):461–4. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20185314>
9. Armand S, Sangeux M, Baker R. Optimal markers' placement on the thorax for clinical gait analysis. Gait Posture [Internet]. 2014 Jan [cited 2014 Aug 16];39(1):147–53. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23849985>
10. Nadeau S, Amblard B, Mesure S, Bourbonnais D. Head and trunk stabilization strategies during forward and backward walking in healthy adults. Gait Posture

- [Internet]. 2003 Dec;18(3):134–42. Available from:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14667946>
11. Swinnen E, Baeyens J-P, Pintens S, Buyl R, Goossens M, Meeusen R, et al. Walking more slowly than with normal velocity: The influence on trunk and pelvis kinematics in young and older healthy persons. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* [Internet]. Elsevier Ltd; 2013 Aug [cited 2014 Aug 16];28(7):800–6. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23856336>
 12. Gebruers N, Vanroy C, Truijen S, Engelborghs S, De Deyn PP. Monitoring of physical activity after stroke: a systematic review of accelerometry-based measures. *Arch Phys Med Rehabil* [Internet]. 2010 Feb [cited 2014 Aug 8];91(2):288–97. Available from:
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0003999309009289>
 13. Krebs DE, Wong D, Jevsevar D, Riley PO, Hodge W a. Trunk kinematics during locomotor activities. *Phys Ther* [Internet]. 1992 Jul;72(7):505–14. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1409883>
 14. Kerrigan DC, Lee LW, Nieto TJ, Markman JD, Collins JJ, Riley PO. Kinetic alterations independent of walking speed in elderly fallers. *Arch Phys Med Rehabil* [Internet]. 2000 Jun [cited 2014 Jul 29];81(6):730–5. Available from:
<http://www.mosby.com/scripts/om.dll/serve?action=searchDB&searchDBfor=art&artType=abs&id=aapmr0810730>
 15. Siqueira FV, Facchini LA, Silveira DS da, Piccini RX, Tomasi E, Thumé E, et al. Prevalence of falls in elderly in Brazil: a countrywide analysis. *Cad Saude Publica* [Internet]. Escola Nacional de Saúde Pública, Fundação Oswaldo Cruz; 2011 Sep [cited 2014 Aug 17];27(9):1819–26. Available from:
http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0102-311X2011000900015&lng=en&nrm=iso&tlng=pt
 16. Newstead AH, Walden JG, Gitter AJ. Gait variables differentiating fallers from nonfallers. *J Geriatr Phys Ther* [Internet]. 2007 Jan;30(3):93–101. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18171492>
 17. Yamada M, Aoyama T, Arai H, Nagai K, Tanaka B, Uemura K, et al. Complex obstacle negotiation exercise can prevent falls in community-dwelling elderly Japanese aged 75 years and older. *Geriatr Gerontol Int* [Internet]. 2012 Jul [cited 2014 Aug 16];12(3):461–7. Available from:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22212885>
 18. Harley C, Wilkie RM, Wann JP. Stepping over obstacles: attention demands and aging. *Gait Posture* [Internet]. 2009 Apr [cited 2014 Jul 18];29(3):428–32. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19084412>
 19. Hahn ME, Chou LS. Age-related reduction in sagittal plane center of mass motion during obstacle crossing. *J Biomech* [Internet]. 2004 Jul [cited 2014 Jul 31];37(6):837–44. Available from:
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15111071>

20. 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* [Internet]. 2011 Aug [cited 2014 Aug 3];66(8):904–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21659342>
21. Overstall PW, Exton-Smith AN, Imms FJ, Johnson AL. Falls in the elderly related to postural imbalance. *Br Med J* [Internet]. 1977 Jan 29 [cited 2014 Aug 24];1(6056):261–4. Available from: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=1604147&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
22. Lu T-W, Chen H-L, Chen S-C. Comparisons of the lower limb kinematics between young and older adults when crossing obstacles of different heights. *Gait Posture* [Internet]. 2006 Jun [cited 2014 Aug 16];23(4):471–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16023346>
23. Chen H-L, Lu T-W, Wang T-M, Huang S-C. Biomechanical strategies for successful obstacle crossing with the trailing limb in older adults with medial compartment knee osteoarthritis. *J Biomech* [Internet]. 2008 Jan [cited 2014 Aug 16];41(4):753–61. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18177877>
24. Cruz DT, Ribeiro M de T, Teixeira MTB, Bastos RR, Leite ICG. Prevalência de quedas e fatores associados em idosos Prevalence of falls and associated. *Rev Saúde Pública*. 2012;46(1):138–46.
25. De Almeida ST, Chaves Soldera CL, de Carli GA, Gomes I, Lima Resende T De. Análise de fatores extrínsecos e intrínsecos que predispõem a quedas em idosos. *Rev Assoc Med Bras* [Internet]. 2012 Jul [cited 2014 Aug 16];58(4):427–33. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0104423012705389>
26. Papaleo Netto M. Gerontologia: a velhice e o envelhecimento em visão globalizada. Atheneu, editor. São Paulo; 2002. 524 p.
27. Rebelatto JR, Morelli JG da S. Fisioterapia geriátrica : a prática da assistência ao idoso. Barueri: Manole; 2004. 455 p.
28. Santos MLC dos, Andrare MC de. Fall incidents related to risk factors in institutionalized elders. *Rev Baiana Saúde Pública*; 2005;29(1):57–69.
29. Carvalho Filho ET de, Papaléo Netto M. Geriatria : fundamentos, clínica e terapêutica. São Paulo: Atheneu; 2000. 447 p.
30. Carvalho Filho ET de, Papaléo Netto M. Geriatria : fundamentos, clinica e terapêutica. São Paulo: Atheneu; 2005. 788 p.
31. Pickles B, Compton, Ann O, Simpson, Janet M. org. Fisioterapia na terceira idade. 2nd ed. São Paulo: Santos; 2000. 498 p.

32. Trew M, Everett T. Human Moviment. 4th ed. São Paulo: Premier; 2010.
33. Durward BR, Baer GD, Rowe PJ. Movimento funcional humano: mensuração e análise. São Paulo: Manole; 2001. 233 p.
34. Perry J. Análise da Marcha. 1st ed. Barueri: Manole; 2005.
35. Kirtley C. Clinical Gait Analysis: Theory and Practice. Elsevier Health Sciences; 2006.
36. Whittle M. Gait Analysis. 4th ed. Toronto: Elsevier; 2007.
37. Syczewska M, Öberg T, Karlsson D. Segmental movements of the spine during treadmill walking with normal speed. Clin Biomech [Internet]. 1999 Jul [cited 2014 Aug 17];14(6):384–8. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003399000030>
38. Dingwell J., Cusumano J., Sternad D, Cavanagh P. Slower speeds in patients with diabetic neuropathy lead to improved local dynamic stability of continuous overground walking. J Biomech [Internet]. 2000 Oct [cited 2014 Aug 17];33(10):1269–77. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929000000920>
39. Moe-Nilssen R, Helbostad JL. Interstride trunk acceleration variability but not step width variability can differentiate between fit and frail older adults. Gait Posture [Internet]. 2005 Mar [cited 2014 Jul 31];21(2):164–70. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15639395>
40. Schenatto P, Berlezi EM, Costa E, Bonamigo B. Relação entre aptidão muscular e amplitude articular , por faixa etária , na marcha do idoso. 2006;8(1):377–90.
41. Freitas EV de. Tratado de geriatria e gerontologia. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2002. 1187 p.
42. Menz HB. Age-related differences in walking stability. Age Ageing [Internet]. 2003 Mar 1 [cited 2014 Aug 17];32(2):137–42. Available from: <http://ageing.oxfordjournals.org/cgi/content/long/32/2/137>
43. Schragger MA, Kelly VE, Price R, Ferrucci L, Shumway-Cook A. The effects of age on medio-lateral stability during normal and narrow base walking. Gait Posture [Internet]. 2008 Oct [cited 2014 Aug 5];28(3):466–71. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636208000660>
44. Fabício SCC, Rodrigues RAP, Junior ML da. Causas e conseqüências de quedas de idosos atendidos em hospital público Falls among older adults seen at a São Paulo State public hospital : causes and consequences. 2004;38(1):93–9.

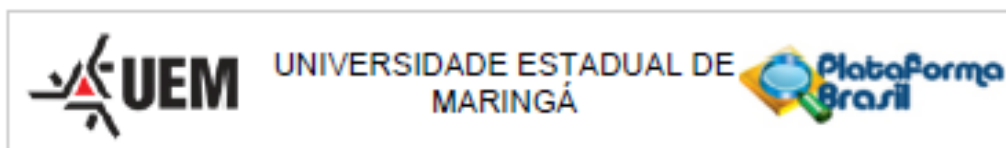
45. Guimarães LHC., D.C.A G, Martins FL., Vitorino DF., Pereira K., Carvalho E. Comparação da propensão de quedas entre idosos que praticam atividade física e idosos sedentários. *Rev Neurociências*. 2004;12(2):68–72.
46. Menezes RL De, Bachion MM. Estudo da presença de fatores de riscos intrínsecos para quedas , em idosos institucionalizados Study of intrinsic risk factors for falls in institutionalized elderly people. *Estud da presença fatores riscos intrínsecos para quedas, em idosos Inst*. 2008;13(4):1209–18.
47. Masud T, Morris RO. Epidemiology of falls. *Age Ageing* [Internet]. 2001 Nov 1 [cited 2014 Aug 17];30(suppl 4):3–7. Available from: http://ageing.oxfordjournals.org/cgi/content/long/30/suppl_4/3
48. Ribeiro TF. Universidade federal de são carlos lígia yumi mochida. Universidade Federal de São Carlos; 2001.
49. Silva TO da, Freitas RS de F, Monteiro MR, Borges S de M. Avaliação da capacidade física e quedas em idosos ativos e sedentários da comunidade *. *Rev Bras Clin Médica*. 2010;8(5):392–8.
50. Krell J, Patla AE. The influence of multiple obstacles in the travel path on avoidance strategy. *Gait Posture* [Internet]. 2002 Aug;16(1):15–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12127182>
51. Lowrey CR, Reed RJ, Vallis LA. Control strategies used by older adults during multiple obstacle avoidance. *Gait Posture* [Internet]. 2007 Apr [cited 2014 Aug 16];25(4):502–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17070684>
52. Aftab E, Prentice SD, Gobbi LT. VISUAL CONTROL OF OBSTACLE AVOIDANCE DURING LOCOMOTION: STRATEGIES IN YOUNG CHILDREN , YOUNG AND OLDER ADULTS. *Adv Psychol*. 1996;114:257–77.
53. Chow S, Begg RK, Sparrow WA, Shinkfield A. Characteristics of gait in stepping over obstacles. 1996;15:605–22.
54. : PATLA AE. Adaptability of Human Gait: Implications for the Control of Locomotion. Amsterdam: Elsevier Health Sciences; 1991.
55. Roebroek ME, Doorenbosch CA, Harlaar J, Jacobs R, Lankhorst GJ. Biomechanics and muscular activity during sit-to-stand transfer. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* [Internet]. 1994 Jul [cited 2014 Aug 17];9(4):235–44. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0268003394900043>
56. Guralnik JM, Winograd C. Physical Performance Measures in the assessment of older persons. *Aging Clin*. 1994;6:303–5.
57. Cesari M, Onder G, Russo A, Zamboni V, Barillaro C, Ferrucci L, et al. Comorbidity and physical function: results from the aging and longevity study in

- the Sirente geographic area (ilSIRENTE study). *Gerontology* [Internet]. Karger Publishers; 2006 Jan [cited 2014 Aug 14];52(1):24–32. Available from: <http://www.karger.com/Article/FullText/89822>
58. Nakano M. Versão brasileira da short physical performance battery – SPPB: adaptação cultural e estudo da confiabilidade. Universidade Estadual de Campinas; 2007.
 59. Ostir G V, Volpato S, Fried LP, Chaves P, Guralnik JM. Reliability and sensitivity to change assessed for a summary measure of lower body function. *J Clin Epidemiol* [Internet]. 2002 Sep [cited 2014 Aug 17];55(9):916–21. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0895435602004365>
 60. Guralnik JM, Ferrucci L, Pieper CF, Leveille SG, Markides KS, Ostir G V., et al. Lower Extremity Function and Subsequent Disability: Consistency Across Studies, Predictive Models, and Value of Gait Speed Alone Compared With the Short Physical Performance Battery. *Journals Gerontol Ser A Biol Sci Med Sci* [Internet]. 2000 Apr 1 [cited 2014 Aug 17];55(4):M221–31. Available from: <http://biomedgerontology.oxfordjournals.org/content/55/4/M221.short>
 61. Systems VM. Product Guide - Foundations Notes. 2010. 76 p.
 62. Clark RA, Pua Y-H, Fortin K, Ritchie C, Webster KE, Denehy L, et al. Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control. *Gait Posture* [Internet]. 2012 Jul [cited 2014 Jul 10];36(3):372–7. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636212001282>
 63. Larivière C, Gagnon D, Gravel D, Arsenault AB, Dumas J, Goyette M, et al. A triaxial dynamometer to monitor lateral bending and axial rotation moments during static trunk extension e € orts. *Clin Biomech*. 2001;16:80–3.
 64. Reynolds HM, Snow C c, Young JW. Spatial geometry of the human pelvis. Technical Report, FAA AM. Oklahoma: FAA Civil Aeromedical Institute; 1982.
 65. Hahn ME, Chou L-S. Age-related reduction in sagittal plane center of mass motion during obstacle crossing. *J Biomech* [Internet]. 2004 Jun [cited 2014 Dec 21];37(6):837–44. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929003004214>
 66. Galna B, Peters A, Murphy AT, Morris ME. Obstacle crossing deficits in older adults: a systematic review. *Gait Posture* [Internet]. 2009 Oct [cited 2014 Aug 16];30(3):270–5. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19625191>
 67. Chen HC, Ashton-Miller JA, Alexander NB, Schultz AB. Stepping over obstacles: gait patterns of healthy young and old adults. *J Gerontol* [Internet]. 1991 Nov [cited 2015 Jan 18];46(6):M196–203. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1940078>

68. Lamoureux E, Sparrow WA, Murphy A, Newton RU. The effects of improved strength on obstacle negotiation in community-living older adults. *Gait Posture* [Internet]. 2003 Jun [cited 2015 Jan 18];17(3):273–83. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636202001017>
69. Draganich LF, Kuo CE. The effects of walking speed on obstacle crossing in healthy young and healthy older adults. *J Biomech* [Internet]. 2004 Jun [cited 2014 Aug 5];37(6):889–96. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15111076>
70. Yen H-C, Chen H-L, Liu M-W, Liu H-C, Lu T-W. Age effects on the inter-joint coordination during obstacle-crossing. *J Biomech* [Internet]. 2009 Nov 13 [cited 2015 Jan 8];42(15):2501–6. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929009003996>
71. Barbieri FA, Vitório R, Santos, Gobbi LT. Revisão Sistema do Efeito do Envelhecimento no Andar Livre e Adaptativo. *Rev Educ Física da Uem*. 2013;24(1):135–43.
72. Novak AC, Deshpande N. Effects of aging on whole body and segmental control while obstacle crossing under impaired sensory conditions. *Hum Mov Sci* [Internet]. Elsevier B.V.; 2014 Jun [cited 2014 Aug 17];35(June 2012):121–30. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24746603>
73. Kovacs CR. Age-Related Changes in Gait and Obstacle Avoidance Capabilities in Older Adults: A Review. *J Appl Gerontol*. 2005;24(1):21–34.

ANEXOS

Anexo 1 – Parecer Consubstanciado do Comitê de Ética e Pesquisa



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: ANÁLISE CINEMÁTICA DO TRONCO E MEMBROS INFERIORES DE IDOSOS DURANTE A TAREFA DE ULTRAPASSAGEM DE OBSTÁCULOS

Pesquisador: Pedro Paulo Deprá

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 35557414.3.0000.0104

Instituição Proponente: Universidade Estadual de Maringá

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

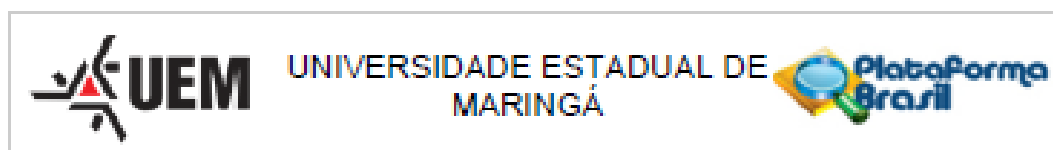
Número do Parecer: 862.741

Data da Relatoria: 06/10/2014

Apresentação do Projeto:

Este trabalho de dissertação, de caráter descritivo e transversal, tem como objetivo analisar a cinemática do tronco e dos membros inferiores de idosos durante a tarefa de ultrapassagem de obstáculos. Para tal, serão convidados para fazer parte do grupo estudo (GE), 14 idosos de ambos os sexos com idade acima de 60 anos frequentadores de um programa de atividade física oferecida pela Universidade Aberta da Terceira Idade (UNATI) vinculada à Universidade Estadual de Maringá (UEM) e 14 adultos jovens e saudáveis de ambos os sexos com idade entre 18 e 25 anos, acadêmicos do Curso de Educação Física da Universidade Estadual de Maringá para compor o Grupo Controle (GC). O estudo consistirá primeiramente em avaliar a capacidade funcional através do teste Short Physical Performance Battery (SPPB). Na sequência os dois grupos serão submetidos à tarefa de ultrapassagem de obstáculos de diferentes alturas e serão avaliados utilizando o sistema de análise de movimento tridimensional Vicon®. Espera-se com este trabalho, compreender melhor as estratégias utilizadas pelo corpo na população idosa, em particular o tronco e os membros inferiores, para ultrapassar um obstáculo de forma segura, além de contribuir para o futuro desenvolvimento de protocolos de exercício ou na reabilitação dos mesmos.

Endereço: Av. Colombo, 5790, UEM-PPG
 Bairro: Jardim Universitário CEP: 87.020-900
 UF: PR Município: MARINGÁ
 Telefone: (44)3011-4444 Fax: (44)3011-4518 E-mail: cocep@uem.br



Continuação do Protocolo: 002.741

Objetivo da Pesquisa:

Analisar as características cinemáticas do tronco e dos membros inferiores de idosos durante a tarefa de ultrapassagem de obstáculos.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Avalla-se que os possíveis riscos a que estarão submetidos os sujeitos da pesquisa serão suportados pelos benefícios apontados.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Este estudo será realizado com 14 idosos de ambos os sexos com idade acima de 60 anos frequentadores de um programa de atividade física da Universidade Aberta da Terceira Idade (UNATI), vinculada à Universidade Estadual de Maringá (UEM) que farão parte do Grupo Estudo (GE). Também farão parte do estudo 14 adultos jovens de ambos os sexos com idade entre 18 e 25 anos, acadêmicos do Curso de Educação Física da Universidade Estadual de Maringá que farão parte do Grupo Controle (GC). A quantidade de homens e mulheres que farão parte tanto do Grupo Estudo quanto do Grupo Controle dependerá da aceitação dos mesmos em participar da pesquisa. Farão parte como voluntários, aqueles que aceitarem participar do estudo de forma voluntária e assinar o Termo de Compromisso Livre e Esclarecido (TCLE). Os voluntários serão contatados previamente para esclarecimentos sobre o estudo, preenchimento de questionário e agendamento para a coleta. Para participar do estudo os voluntários necessitarão atender aos seguintes critérios: a) Para o GE pertencer ao grupo de atividade física oferecido pela UNATI/UEM; ter idade acima de 60 anos; declarar não possuir alguma doença osteomioarticular que impeça o desenvolvimento da marcha independente e não utilizar qualquer meio/dispositivo auxiliar. Como critérios de exclusão serão utilizados os seguintes critérios: não responder ou responder incompletamente o questionário; não participar e/ou realizar incompletamente as tarefas deste estudo. b) Para o GC, estar regularmente matriculado no curso de Educação Física (em qualquer série) da Universidade Estadual de Maringá, possuir idade de 18 a 25 anos, declarar estar gozando de plena saúde e não possuir qualquer doença osteomioarticular que impeça o desenvolvimento da marcha de forma independente sem o auxílio de qualquer meio/dispositivo auxiliar. Como critério de exclusão: não realizar completamente o teste de capacidade funcional; não realizar completamente as tarefas deste estudo. A realização do estudo ocorrerá no Laboratório de Biomecânica e Comportamento Motor (Labicom) do curso de Educação Física da Universidade Estadual de Maringá (UEM). Após o preenchimento do TCLE, os idosos realizarão o teste de capacidade funcional. Para tal feito, será utilizado o teste Short Physical Performance Battery (SPPB). Para a realização da análise da tarefa de ultrapassagem de obstáculos, será utilizado o sistema Vicon®, que consiste num instrumento

Endereço: Av. Colombo, 5790, UEM-PPG		CEP: 87.000-000
Bairro: Jardim Universitário		
UF: PR	Município: MARINGÁ	
Telefone: (44)3011-4444	Fax: (44)3011-4518	E-mail: copecp@uem.br



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE
MARINGÁ



Continuação do Parecer: 882.741

constituído de seis câmeras que capturam as Imagens por Infravermelho, modelo MX T- series – T10 e uma câmera modelo Bonita que registra as Imagens do ambiente de coleta. O obstáculo que os voluntários irão transpor será composto de duas hastas (na vertical) confeccionado em madeira e uma barra (na horizontal) também em madeira com 60 centímetros de largura. Para o registro e execução da tarefa de ultrapassagem de obstáculos, serão executadas algumas medições antropométricas dos voluntários do estudo. Em seguida os voluntários serão preparados com a colocação de marcadores esféricos de base rígida, retrorreflexivos e anelêgicos de 14 milímetros de diâmetro em regiões anatômicas específicas (cabeça, braços, punhos, mãos, tronco, pélvis, pernas e pés. Para tal procedimento, os voluntários deverão utilizar vestimenta que permita a colocação dos marcadores sendo para os homens sunga e/ou bermuda de prática esportiva e para as mulheres biquíni, bermuda, malô e/ou top de prática esportiva. Cada voluntário será orientado previamente a caminhar para familiarização com o ambiente e será determinado um trajeto a ser realizado pelo voluntário. Em seguida, após o comando do avaliador ele será orientado a caminhar sobre o trajeto em velocidade auto-selecionada e transpor o obstáculo que estará posicionado no centro do mesmo. Os voluntários irão transpor obstáculos que irão de 10 a 40% do comprimento da perna divididos em 5 em 5%. A ordem da altura dos obstáculos será de forma randomizada. Todas as Imagens geradas serão descartadas ao final do estudo.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

No relato anterior foi solicitado que fossem feitas correções no protocolo de pesquisa. Os pesquisadores apresentaram uma carta resposta às pendências, descrevendo e respondendo a todas as pendências. Na Pendência 1 foi solicitado que apresentasse o TCLE, conforme Res. 466/2012, aos alunos descrevendo os riscos, as garantias para dirimi-los se acaso ocorram e os benefícios de acordo com o projeto de pesquisa desta categoria. Que estas correções fossem feitas também no projeto. Corrigisse o nome do professor responsável pela pesquisa e adicionar o nome do aluno participante, bem como endereço e telefone dos mesmos. - Pendência atendida. Os pesquisadores acrescentaram a participação de um fisioterapeuta para acompanhar os testes que serão feitas com os sujeitos da pesquisa, deste modo garantindo se houver qualquer risco estes terão um pronto atendimento. Também foi acrescentado uma declaração deste fisioterapeuta descrevendo sua participação no projeto. Na Pendência 2 Corrigisse em materiais e métodos os critérios de exclusão, pois como está escrito dá a impressão que os alunos da UEM também devem ser excluídos - Pendência atendida. Na Pendência 3 Adequasse o cronograma para que a coleta de dados só inicie após a aprovação por este Comitê - Pendência atendida. Na Pendência 4

Endereço: Av. Colombo, 5790, UEM-PPG
 Bairro: Jardim Universitário CEP: 87.020-900
 UF: PR Município: MARINGÁ
 Telefone: (44)3011-4444 Fax: (44)3011-4518 E-mail: copecp@uem.br



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE
MARINGÁ



Continuação do Parecer: 062.741

Apresentasse autorização para que os demais alunos de graduação da Instituição também possam participar do projeto. Quanto a esta pendência houve correção no projeto retirando a participação de outros alunos da UEM, deixando apenas os da Educação Física. Deste modo, esta pendência fica sem sentido.

Recomendações:

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

O Comitê Permanente de Ética em Pesquisa Envolvendo Seres Humanos da Universidade Estadual de Maringá é de parecer favorável à aprovação do protocolo de pesquisa apresentado.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

Face ao exposto e considerando a normativa ética vigente, este Comitê se manifesta pela aprovação do protocolo de pesquisa em tela.

MARINGÁ, 07 de Novembro de 2014

Assinado por:
Ricardo Cesar Gardiolo
(Coordenador)

Endereço: Av. Colombo, 5790, UEM-PPG
 Bairro: Jardim Universitário CEP: 87.020-900
 UF: PR Município: MARINGÁ
 Telefone: (44)3011-4444 Fax: (44)3011-4518 E-mail: copep@uem.br

ANEXO 2 – Versão Brasileira da Short Physical Performance Battery (SPPB).

Identificação do participante:	Data: / /	Iniciais do examinador
--------------------------------	--------------	------------------------

VERSÃO BRASILEIRA DA SHORT PHYSICAL PERFORMANCE BATTERY SPPB

Todos os testes devem ser realizados na ordem em que são apresentados neste protocolo. As instruções para o avaliador e para o paciente estão separadas nos quadros abaixo. As instruções aos pacientes devem ser dadas exatamente como estão descritas neste protocolo.

1. TESTES DE EQUILÍBRIO**A. POSIÇÃO EM PÉ COM OS PÉS JUNTOS**

Instruções para o Avaliador	Instruções para o Paciente
O paciente deve conseguir ficar em pé sem utilizar bengala ou andador. Ele pode ser ajudado a levantar-se para ficar na posição.	a) Agora vamos começar a avaliação. b) Eu gostaria que o(a) Sr(a). tentasse realizar vários movimentos com o corpo. c) Primeiro eu demonstro e explico como fazer cada movimento. d) Depois o(a) Sr(a). tenta fazer o mesmo. e) Se o(a) Sr(a). não puder fazer algum movimento, ou sentir-se inseguro para realizá-lo, avise-me e passaremos para o próximo teste. f) Vamos deixar bem claro que o(a) Sr(a). não tentará fazer qualquer movimento se não se sentir seguro. g) O(a) Sr(a). tem alguma pergunta antes de começarmos?
	Agora eu vou mostrar o 1º movimento. Depois o(a) Sr(a). fará o mesmo.
1. Demonstre.	a) Agora, fique em pé, com os pés juntos, um encostado no outro, por 10 segundos. b) Pode usar os braços, dobrar os joelhos ou balançar o corpo para manter o equilíbrio, mas procure não mexer os pés. c) Tente ficar nesta posição até eu falar "pronto".
2. Fique perto do paciente para ajudá-lo/la a ficar em pé com os pés juntos.	
3. Caso seja necessário, segure o braço do paciente para ficar na posição e evitar que ele perca o equilíbrio.	
4. Assim que o paciente estiver com os pés juntos, pergunte:	"O(a) Sr(a). está pronto(a)?"
5. Retire o apoio, se foi necessário ajudar o paciente a ficar em pé na posição, e diga:	"Preparar, já!" (disparando o cronômetro).
6. Pare o cronômetro depois de 10 segundos, ou quando o paciente sair da posição ou segurar o seu braço, dizendo:	"Pronto, acabou"
7. Se o paciente não conseguir se manter na posição por 10 segundos, marque o resultado e prossiga para o teste de velocidade de marcha.	
A. PONTUAÇÃO	Mantive por 10 segundos <input type="checkbox"/> 1 ponto Não manteve por 10 segundos <input type="checkbox"/> 0 ponto Não tentou <input type="checkbox"/> 0 ponto Se pontuar 0, encerre os Testes de Equilíbrio e marque o motivo no Quadro 1 Tempo de execução quando for menor que 10 seg: ____:____ segundos.

B. POSIÇÃO EM PÉ COM UM PÉ PARCIALMENTE À FRENTE



Instruções para o Avaliador	Instruções para o Paciente
	Agora eu vou mostrar o 2º movimento. Depois o(a) Sr(a). Fará o mesmo.
1. Demonstre.	<p>a) Eu gostaria que o(a) Sr(a). colocasse um dos pés um pouco mais à frente do outro pé, até ficar com o calcanhar de um pé encostado ao lado do dedão do outro pé.</p> <p>b) Fique nesta posição por 10 segundos.</p> <p>c) O(a) Sr(a). pode colocar tanto um pé quanto o outro na frente, o que for mais confortável.</p> <p>d) O(a) Sr(a). pode usar os braços, dobrar os joelhos ou o corpo para manter o equilíbrio, mas procure não mexer os pés.</p> <p>e) Tente ficar nesta posição até eu falar "pronto".</p>
2. Fique perto do paciente para ajudá-lo(la) a ficar em pé com um pé parcialmente à frente.	
3. Caso seja necessário, segure o braço do paciente para ficar na posição e evitar que ele perca o equilíbrio.	
4. Assim que o paciente estiver na posição, com o pé parcialmente à frente, pergunte:	"O(a) Sr(a). está pronto(a) ?"
5. Retire o apoio, caso tenha sido necessário ajudar o paciente a ficar em pé na posição, e diga:	"Preparar, já!" (disparando o cronômetro).
6. Pare o cronômetro depois de 10 segundos, ou quando o paciente sair da posição ou segurar o seu braço, dizendo:	"Pronto, acabou".
7. Se o paciente não conseguir se manter na posição por 10 segundos, marque o resultado e prossiga para o Teste de velocidade de marcha.	

B. PONTUAÇÃO

Manteve por 10 segundos 1 ponto
 Não manteve por 10 segundos 0 ponto
 Não tentou 0 ponto

Se pontuar 0, encerre os Testes de Equilíbrio e marque o motivo no Quadro 1
 Tempo de execução quando for menor que 10 seg: ____:____ segundos.

C. POSIÇÃO EM PÉ COM UM PÉ À FRENTE



Instruções para o Avaliador	Instruções para o Paciente
	Agora eu vou mostrar o 3º movimento. Depois o(a) Sr(a). fará o mesmo.
1. Demonstre.	<p>a) Eu gostaria que o(a) Sr(a). colocasse um dos pés totalmente à frente do outro até ficar com o calcanhar deste pé encostado nos dedos do outro pé.</p> <p>b) Fique nesta posição por 10 segundos.</p> <p>c) O(a) Sr(a). pode colocar qualquer um dos pés na frente, o que for mais confortável.</p> <p>d) Pode usar os braços, dobrar os joelhos, ou o corpo para manter o equilíbrio, mas procure não mexer os pés.</p> <p>e) Tente ficar nesta posição até eu avisar quando parar.</p>
2. Fique perto do paciente para ajudá-lo(la) a ficar na posição em pé com um pé à frente.	
3. Caso seja necessário, segure o braço do paciente para ficar na posição e evitar que ele perca o equilíbrio.	
4. Assim que o paciente estiver na posição com os pés um na frente do outro, pergunte:	"O(a) Sr(a). Está pronto(a)?"
5. Retire o apoio, caso tenha sido necessário ajudar o paciente a ficar em pé na posição, e diga:	"Preparar, já"! (Disparando o cronômetro).
6. Pare o cronômetro depois de 10 segundos, ou quando o participante sair da posição ou segurar o seu braço, dizendo:	" Pronto, acabou".

C. PONTUAÇÃO

- Manteve por 10 segundos 2 ponto
 Manteve por 3 a 9,99 segundos 1 ponto
 Manteve por menos de 3 segundos 0 ponto
 Não tentou 0 ponto

Se pontuar 0, encerre os Testes de Equilíbrio e marque o motivo no Quadro 1
 Tempo de execução quando for menor que 10 seg: ____ segundos.

D. Pontuação Total nos Testes de Equilíbrio: _____ (Soma dos pontos)

Quadro 1

Se o paciente não realizou o teste ou falhou, marque o motivo:

- 1) Tentou, mas não conseguiu.
 2) O paciente não consegue manter-se na posição sem ajuda.
 3) Não tentou, o avaliador sentiu-se inseguro.
 4) Não tentou, o paciente sentiu-se inseguro.
 5) O paciente não conseguiu entender as instruções.
 6) Outros (Especifique) _____.
 7) O paciente recusou participação.

2. TESTE DE VELOCIDADE DE MARCHA



Instruções para o Avaliador	Instruções para o Paciente
Material: fita crepe ou fita adesiva, espaço de 3 ou 4 metros, fita métrica ou trena e cronômetro.	Agora eu vou observar o(a) Sr(a). andando normalmente. Se precisar de bengala ou andador para caminhar, pode utilizá-los.
A. Primeira Tentativa	
1. Demonstre a caminhada para o paciente.	Eu caminharei primeiro e só depois o(a) Sr(a). irá caminhar da marca inicial até ultrapassar completamente a marca final, no seu passo de costume , como se estivesse andando na rua para ir a uma loja.
2. Posicione o paciente em pé com a ponta dos pés tocando a marca inicial.	a) Caminhe até ultrapassar completamente a marca final e depois pare. b) Eu andarei com o(a) Sr(a). sente-se seguro para fazer isto?
3. Dispare o cronômetro assim que o paciente tirar o pé do chão. 4. Caminhe ao lado e logo atrás do participante.	a) Quando eu disser "Já", o(a) Sr(a). começa a andar. b) "Entendeu?" Assim que o paciente disser que sim, diga: "Então, preparar, já!"
5. Quando um dos pés do paciente ultrapassar completamente a marca final pare de marcar o tempo.	
<p style="text-align: center;">Tempo da Primeira Tentativa</p> <p>A. Tempo para 3 ou 4 metros: ____ . ____ segundos.</p> <p>B. Se o paciente não realizou o teste ou falhou, marque o motivo:</p> <p>1) Tentou, mas não conseguiu.</p> <p>2) O paciente não consegue caminhar sem ajuda de outra pessoa.</p> <p>3) Não tentou, o avaliador julgou inseguro.</p> <p>4) Não tentou, o paciente sentiu-se inseguro.</p> <p>5) O paciente não conseguiu entender as instruções.</p> <p>6) Outros (Especifique) _____</p> <p>7) O paciente recusou participação.</p> <p>C. Apoios para a primeira caminhada: Nenhum <input type="checkbox"/> Bengala <input type="checkbox"/> Outro <input type="checkbox"/></p> <p>D. Se o paciente não conseguiu realizar a caminhada pontue: <input type="checkbox"/> 0 ponto e prossiga para o Teste de levantar da cadeira.</p>	

B. Segunda Tentativa	
Instruções para o Avaliador	Instruções para o Paciente
1. Posicione o paciente em pé com a ponta dos pés tocando a marca inicial.	
2. Dispare o cronômetro assim que o paciente tirar o pé do chão. 3. Caminhe ao lado e logo atrás do paciente. 4. Quando um dos pés do paciente ultrapassar completamente a marca final pare de marcar o tempo.	
<p style="text-align: center;">Tempo da Segunda Tentativa</p> <p>A. Tempo para 3 ou 4 metros: ____ . ____ segundos.</p> <p>B. Se o paciente não realizou o teste ou falhou, marque o motivo: 1) Tentou, mas não conseguiu. 2) O paciente não consegue caminhar sem ajuda de outra pessoa. 3) Não tentou, o avaliador julgou inseguro. 4) Não tentou, o paciente sentiu-se inseguro. 5) O paciente não conseguiu entender as instruções. 6) Outros (Especifique) _____ 7) O paciente recusou participação.</p> <p>C. Apoios para a segunda caminhada: Nenhum <input type="checkbox"/> Bengala <input type="checkbox"/> Outro <input type="checkbox"/></p> <p>D. Se o paciente não conseguiu realizar a caminhada pontue: <input type="checkbox"/> 0 ponto</p>	
PONTUAÇÃO DO TESTE DE VELOCIDADE DE MARCHA	
Extensão do teste de marcha: Quatro metros <input type="checkbox"/> ou Três metros <input type="checkbox"/>	
Qual foi o tempo mais rápido dentre as duas caminhadas?	
Marque o menor dos dois tempos: ____ . ____ segundos e utilize para pontuar .	
[Se somente uma caminhada foi realizada, marque esse tempo] ____ . ____ segundos	
Se o paciente não conseguiu realizar a caminhada: <input type="checkbox"/> 0 ponto	
Pontuação para a caminhada de 3 metros:	Pontuação para a caminhada de 4 metros:
Se o tempo for maior que 6,52 segundos: <input type="checkbox"/> 1 ponto Se o tempo for de 4,66 a 6,52 segundos: <input type="checkbox"/> 2 pontos Se o tempo for de 3,62 a 4,65 segundos: <input type="checkbox"/> 3 pontos Se o tempo for menor que 3,62 segundos: <input type="checkbox"/> 4 pontos	Se o tempo for maior que 8,70 segundos: <input type="checkbox"/> 1 ponto Se o tempo for de 6,21 a 8,70 segundos: <input type="checkbox"/> 2 pontos Se o tempo for de 4,82 a 6,20 segundos: <input type="checkbox"/> 3 pontos Se o tempo for menor que 4,82 segundos: <input type="checkbox"/> 4 pontos

3. TESTE DE LEVANTAR-SE DA CADEIRA



Posição inicial



Posição final

Instruções para o Avaliador	Instruções para o Paciente
Material: cadeira com encosto reto, sem apoio lateral, com aproximadamente 45 cm de altura, e cronômetro. A cadeira deve estar encostada à parede ou estabilizada de alguma forma para impedir que se mova durante o teste.	
PRÉ-TESTE: LEVANTAR-SE DA CADEIRA UMA VEZ	
1. Certifique-se de que o participante esteja sentado ocupando a maior parte do assento, mas com os pés bem apoiados no chão. Não precisa necessariamente encostar a coluna no encosto da cadeira, isso vai depender da altura do paciente.	Vamos fazer o último teste. Ele mede a força de suas pernas. O(a) Sr(a), se sente seguro(a) para levantar-se da cadeira sem ajuda dos braços?
2. Demonstre e explique os procedimentos	Eu vou demonstrar primeiro. Depois o(a) Sr(a), fará o mesmo. a) Primeiro, cruze os braços sobre o peito e sente-se com os pés apoiados no chão. b) Depois levante-se completamente mantendo os braços cruzados sobre o peito e sem tirar os pés do chão.
3. Anote o resultado.	Agora, por favor, levante-se completamente mantendo os braços cruzados sobre o peito.
4. Se o paciente não conseguir levantar-se sem usar os braços, não realize o teste, apenas diga: "Tudo bem, este é o fim dos testes".	
5. Finalize e registre o resultado e prossiga para a pontuação completa da SPPB.	
RESULTADO DO PRÉ-TESTE: LEVANTAR-SE DA CADEIRA UMA VEZ	
A. Levantou-se sem ajuda e com segurança Sim <input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/> . O paciente levantou-se sem usar os braços <input type="checkbox"/> Vá para o teste levantar-se da cadeira 5 vezes . O paciente usou os braços para levantar-se <input type="checkbox"/> Encerre o teste e pontue 0 ponto . Teste não completado ou não realizado <input type="checkbox"/> Encerre o teste e pontue 0 ponto B. Se o paciente não realizou o teste ou falhou, marque o motivo: 1) Tentou, mas não conseguiu. 2) O paciente não consegue levantar-se da cadeira sem ajuda. 3) Não tentou, o avaliador julgou inseguro. 4) Não tentou, o paciente sentiu-se inseguro. 5) O paciente não conseguiu entender as instruções. 6) Outros (Especifique) _____ 7) O paciente recusou participação.	

TESTE DE LEVANTAR-SE DA CADEIRA CINCO VEZES	
Instruções para o Avaliador	Instruções para o Paciente
	Agora o(a) Sr(a). se sente seguro para levantar-se da cadeira completamente cinco vezes, com os pés bem apoiados no chão e sem usar os braços?
1. Demonstre e explique os procedimentos.	Eu vou demonstrar primeiro. Depois o(a) Sr(a). fará o mesmo. a) Por favor, levante-se completamente o mais rápido possível cinco vezes seguidas, sem parar entre as repetições. b) Cada vez que se levantar, sente-se e levante-se novamente, mantendo os braços cruzados sobre o peito. c) Eu vou marcar o tempo com um cronômetro.
2. Quando o paciente estiver sentado, adequadamente, como descrito anteriormente, avise que vai disparar o cronômetro, dizendo:	"Preparar, já!"
3. Conte em voz alta cada vez que o paciente se levantar, até a quinta vez. 4. Pare se o paciente ficar cansado ou com a respiração ofegante durante o teste. 5. Pare o cronômetro quando o paciente levantar-se completamente pela quinta vez. 6. Também pare: . Se o paciente usar os braços . Após um minuto, se o paciente não completar o teste. . Quando achar que é necessário para a segurança do paciente. 7. Se o paciente parar e parecer cansado antes de completar os cinco movimentos, pergunte-lhe se ele pode continuar. 8. Se o paciente disser "Sim", continue marcando o tempo. Se o participante disser "Não", pare e zere o cronômetro.	
<p>RESULTADO DO TESTE LEVANTAR-SE DA CADEIRA CINCO VEZES</p> <p>A. Levantou-se as cinco vezes com segurança: Sim <input type="checkbox"/> Não <input type="checkbox"/></p> <p>B. Levantou-se as 5 vezes com êxito, registre o tempo: ____:____ seg.</p> <p>C. Se o paciente não realizou o teste ou falhou, marque o motivo:</p> <p>1) Tentou, mas não conseguiu</p> <p>2) O paciente não consegue levantar-se da cadeira sem ajuda</p> <p>3) Não tentou, o avaliador julgou inseguro</p> <p>4) Não tentou, o paciente sentiu-se inseguro</p> <p>5) O paciente não conseguiu entender as instruções</p> <p>6) Outros (Especifique) _____</p> <p>7) O paciente recusou participação.</p>	
<p align="center">PONTUAÇÃO DO TESTE DE LEVANTAR-SE DA CADEIRA</p> <p>O participante não conseguiu levantar-se as 5 vezes ou completou o teste em tempo maior que 60 seg: <input type="checkbox"/> 0 ponto</p> <p>Se o tempo do teste for 16,70 segundos ou mais: <input type="checkbox"/> 1 ponto</p> <p>Se o tempo do teste for de 13,70 a 16,69 segundos: <input type="checkbox"/> 2 pontos</p> <p>Se o tempo do teste for de 11,20 a 13,69 segundos: <input type="checkbox"/> 3 pontos</p> <p>Se o tempo do teste for de 11,19 segundos ou menos: <input type="checkbox"/> 4 pontos</p>	
<p>PONTUAÇÃO COMPLETA PARA A VERSÃO BRASILEIRA DA SHORT PHYSICAL PERFORMANCE BATTERY - SPPB</p>	<p>1. Pontuação total do teste de equilíbrio: _____ pontos</p> <p>2. Pontuação do teste de velocidade de marcha: _____ pontos</p> <p>3. Pontuação do teste de levantar-se da cadeira: _____ pontos</p> <p>4. Pontuação total: _____ pontos (some os pontos acima).</p>

Anexo 3 – Ficha de Coleta de Dados para modelos biomecânicos de corpo inteiro da Vicon®

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE MARINGÁ/UEM

DEPARTAMENTO DE EDUCAÇÃO FÍSICA

LABICOM - Laboratório de Biomecânica e Comportamento Motor

VICON – COLETA DE DADOS

Nome	
Data da coleta	
Body mass (peso – Kg)	
Height (altura - mm)	

FULLBODY

Left (lado esquerdo)		Right (lado direito)	
Leg length (comprimento da perna)		Leg length (comprimento da perna)	
Knee Width (largura do joelho)		Knee Width (largura do joelho)	
Ankle Width (largura do tornozelo)		Ankle Width (largura do tornozelo)	
Shoulder Offset (distância entre o centro articular e o marcador posicionado no acrômio)		Shoulder Offset (distância entre o centro articular e o marcador posicionado no acrômio)	
Elbow Width (largura do cotovelo)		Elbow Width (largura do cotovelo)	
Wrist Width (largura do punho)		Wrist Width (largura do punho)	
Hand Thickness (espessura da palma da mão)		Hand Thickness (espessura da palma da mão)	

Anexo 4 – Localização, termo e SIGLA dos marcadores.

CABEÇA		
<i>PONTO</i>	<i>TERMO EM INGLÊS</i>	<i>LOCALIZAÇÃO DO MARCADOR</i>
LFHD	Left Forehead	Cabeça – À frente do lado esquerdo
RFHD	Right Forehead	Cabeça – À frente do lado direito
LBHD	Left Back of Head	Cabeça – Atrás do lado esquerdo
RBHD	Right Back of Head	Cabeça – Atrás do lado direito
TRONCO		
<i>PONTO</i>	<i>TERMO EM INGLÊS</i>	<i>LOCALIZAÇÃO DO MARCADOR</i>
C7	7 th Cervical Vertebra	Processo espinhoso da sétima vértebra cervical
T10	T10 th Thoracic Vertebra	Processo espinhoso da décima vértebra torácica
CLAV	Clavicle	União das Clavículas – Articulação Esterno Clavicular
STRN	Sternum	Processo xifóide do Esterno
RBAK	Right Back	Aleatoriamente na pARTF posterior do lado direito do tronco
MEMBROS SUPERIORES – lado esquerdo		
<i>PONTO</i>	<i>TERMO EM INGLÊS</i>	<i>LOCALIZAÇÃO DO MARCADOR</i>
LSHO	Left Shoulder	Acrômio – lado esquerdo
LUPA	Left Upper Arm	Terço distal do úmero – lado esquerdo
LELB	Left Elbow	Epicôndilo Lateral – lado esquerdo
LFRM	Left Forearm	Terço distal do antebraço – lado esquerdo
LWRA	Left Wrist Marker A	Centro Articular da mão – junto ao processo estilóide do rádio – lado esquerdo

LWRB	Left Wrist Marker B	Centro Articular da mão – junto ao processo estilóide da ulna – lado esquerdo
LFIN	Left Finger	Sobre a articulação metacarpofalangiana do terceiro dedo – lado esquerdo
MEMBROS SUPERIORES – lado direito		
<i>PONTO</i>	<i>TERMO EM INGLÊS</i>	<i>LOCALIZAÇÃO DO MARCADOR</i>
RSHO	Right Shoulder	No final da clavícula junto à articulação gleno-umeral – lado direito (acrômio)
RUPA	Right Upper Arm	Terço distal do úmero
RELB	Right Elbow	epicôndilo lateral – lado direito
RFRM	Right Forearm	Terço distal do antebraço – lado direito
RWRA	Right Wrist Marker A	Centro Articular da mão – junto ao processo estilóide do rádio – lado direito
RWRB	Right Wrist Marker B	Centro Articular da mão – junto ao processo estilóide da ulna – lado direito
RFIN	Right Finger	Sobre a articulação metacarpofalangiana do terceiro dedo – lado direito
QUADRIL		
<i>PONTO</i>	<i>TERMO EM INGLÊS</i>	<i>LOCALIZAÇÃO DO MARCADOR</i>
LASI	Left Anterior Superior Iliac	Sobre Espinha Ilíaca Ântero-Superior – lado esquerdo
RASI	Right Anterior Superior Iliac	Sobre Espinha Ilíaca Ântero-Superior – lado direito
LPSI	Left Posterior Superior Iliac	Sobre Espinha Ilíaca Pósterio-Superior – lado esquerdo
RPSI	Right Posterior Superior Iliac	Sobre Espinha Ilíaca Pósterio-Superior – lado direito
MEMBROS INFERIORES – lado esquerdo		
<i>PONTO</i>	<i>TERMO EM INGLÊS</i>	<i>LOCALIZAÇÃO DO MARCADOR</i>
LTHI	Left Thigh	No alinhamento do trocânter maior e do marcador ao ponto do joelho, no terço distal da coxa – lado esquerdo

LKNE	Left Knee	Centro Articular do joelho – lado esquerdo
LTIB	Left Tibia	No alinhamento do marcador ao ponto do joelho e do maléolo lateral, no terço distal da perna – lado esquerdo
LANK	Left Ankle	Sobre o maléolo lateral – lado esquerdo
LHEEL	Left Heel	Na tuberosidade do calcâneo – lado esquerdo
LTOE	Left Toe	Sobre a cabeça do segundo metatarso – lado esquerdo
MEMBROS INFERIORES – lado direito		
<i>PONTO</i>	<i>TERMO EM INGLÊS</i>	<i>LOCALIZAÇÃO DO MARCADOR</i>
RTHI	Right Thigh	No alinhamento do trocânter maior e do marcador ao ponto do joelho, no terço distal da coxa – lado direito
RKNE	Right Knee	Centro Articular do joelho – lado direito
RTIB	Right Tibia	No alinhamento do marcador ao ponto do joelho e do maléolo lateral, no terço distal da perna – lado direito
RANK	Right Ankle	Sobre o maléolo lateral – lado direito
RHEEL	Right Heel	Na tuberosidade do calcâneo – lado direito
RTOE	Right Toe	Sobre a cabeça do segundo metatarso – lado direito

Fonte: Tabela traduzida e adaptada do *Plug-in Gait Product Guide—Foundation*

Notes®

APÊNDICE

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Gostaríamos de convidá-lo a participar da pesquisa intitulada “ANÁLISE CINEMÁTICA DO TRONCO E MEMBROS INFERIORES DE IDOSOS DURANTE A TAREFA DE ULTRAPASSAGEM DE OBSTÁCULOS”, que faz parte do programa de Pós- Graduação em Educação Física da Universidade Estadual de Maringá (UEM) associado com a Universidade Estadual de Londrina (UEL) e orientada pelo Professor Doutor Pedro Paulo Deprá da UEM. O objetivo da pesquisa é analisar as características cinemáticas do tronco e dos membros inferiores de idosos durante a tarefa de ultrapassagem de obstáculos. Para isto a sua participação é muito importante, e ela se daria da seguinte forma: Inicialmente precisamos fazer algumas medidas corporais, como peso, altura, comprimentos e largura de alguns segmentos corporais e anotar sua idade. Em seguida você irá realizar um teste que avalia a capacidade funcional. Para a análise do tronco durante a ultrapassagem, você caminhará sobre uma passarela onde se encontrará um obstáculo que deverá ser ultrapassado. Enquanto isso, você também poderá ser filmado e monitorado com aparelhos que irão reconhecer o tempo em que você irá executar a tarefa e o ângulo das suas articulações durante o movimento. Para tanto, precisamos prepará-lo para esta filmagem, colocando sobre sua pele pequenas esferas adesivas em algumas partes do corpo (articulações). Não estão previstos riscos ou desconfortos inaceitáveis durante a execução da pesquisa. Por se tratar de uma pesquisa com uso de obstáculos, o aparato experimental será montado para evitar quedas durante a ultrapassagem dos obstáculos, além de que todas as atividades serão acompanhadas. Caso eventualmente ocorra alguma queda, um profissional graduado em Fisioterapia estará presente para realizar os atendimentos emergenciais. Gostaríamos de esclarecer que sua participação é totalmente voluntária, podendo você: recusar-se a participar, ou mesmo desistir a qualquer momento sem que isto acarrete qualquer ônus ou prejuízo à sua pessoa. Informamos ainda que as informações serão utilizadas somente para os fins desta pesquisa, e serão tratadas com o mais absoluto sigilo e confidencialidade, de modo a preservar a sua identidade. Os benefícios esperados são os resultados da análise do comportamento do seu corpo durante a tarefas de ultrapassagem de obstáculos onde esperamos servir de parâmetros para futuros protocolos de reabilitação ou direcionamento de programas de atividades e condicionamento físico. Estes resultados poderão ser consultados por você a qualquer momento. Durante a realização da pesquisa as imagens somente serão utilizadas sob sigilo de informação, ou seja, somente pelos pesquisadores. A participação nesta pesquisa não implica nenhum gasto para você e também não podemos oferecer nenhuma compensação financeira, no entanto disponibilizaremos todos os seus resultados ao término da análise. Após a conclusão do estudo e apuração de todas as informações, as imagens serão inutilizadas. Todas as informações obtidas durante a avaliação serão mantidas com os pesquisadores e não serão disponibilizadas a nenhuma pessoa que não esteja envolvida no estudo. No entanto, você terá pleno acesso, a qualquer momento, às informações. Pelo fato dos pesquisadores estarem realizando um estudo científico, necessitamos divulgá-la em eventos e revistas científicas. Quando isso ocorrer, não será identificado nenhum voluntário, ou seja, será assegurado o anonimato. A participação nesta pesquisa não implica nenhum gasto para você e também não podemos oferecer nenhuma compensação financeira, no entanto disponibilizaremos todos os seus resultados ao término da

análise. Caso você tenha mais dúvidas ou necessite maiores esclarecimentos, pode nos contatar nos endereços abaixo ou procurar o Comitê de Ética em Pesquisa da UEM, cujo endereço consta deste documento. Este termo deverá ser preenchido em duas vias de igual teor, sendo uma delas devidamente preenchida, assinada e entregue a você. Além da assinatura nos campos específicos pelo pesquisador e por você, solicitamos que sejam rubricadas todas as folhas deste documento. Isto deve ser feito por ambos (pelo pesquisador e por você, como sujeito ou responsável pelo sujeito de pesquisa) de tal forma a garantir o acesso ao documento completo.

Eu,.....(nome por extenso do sujeito de pesquisa) declaro que fui devidamente esclarecido e concordo em participar VOLUNTARIAMENTE da pesquisa coordenada pelo Prof. Esp. Rafael Fávero Bardy.

Data:..... Assinatura

ou impressão datiloscópica

Eu,.....(nome do pesquisador ou do membro da equipe que aplicou o TCLE), declaro que forneci todas as informações referentes ao projeto de pesquisa supra-nominado.

Data:.....

Assinatura do pesquisador

Qualquer dúvida com relação à pesquisa poderá ser esclarecida com os seguintes pesquisadores, conforme o endereço abaixo:

Pesquisador Responsável:

Nome: Prof. Dr. Pedro Paulo Deprá. Telefone: (044)3011-1347 Endereço: Universidade Estadual de Maringá. Departamento de Educação Física. Av. Colombo, 5790. Bloco M06-Sala04 CEP87020-900 – Maringá – Paraná. e-mail: ppdepra@uem.br

Aluno Pesquisador:

Prof. Esp. Rafael Fávero Bardy Telefone: (44) 9934-9492 Endereço Completo: Rua São Cristovão, 1142, zona 08 – Maringá – Pr. e-mail: rafaelbardyfisio@gmail.com

Qualquer dúvida com relação aos aspectos éticos da pesquisa poderá ser esclarecida com o Comitê Permanente de Ética em Pesquisa (COPEP) envolvendo Seres Humanos da UEM, no endereço abaixo:

COPEP/UEM Universidade Estadual de Maringá. Av. Colombo, 5790. Campus Sede da UEM. Bloco da Biblioteca Central (BCE) da UEM. CEP 87020-900. Maringá-Pr. Tel: (44) 3011-4444 E-mail: copep@uem.br