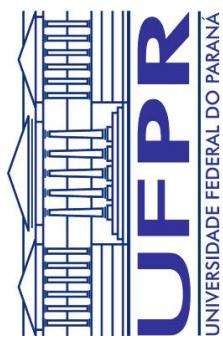


UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ  
SETOR DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA

MÁRIO SÉRGIO LOPES

ANÁLISE DA MARCHA DE IDOSAS DURANTE A LOCOMOÇÃO  
EM PLANOS INCLINADOS E HORIZONTAL

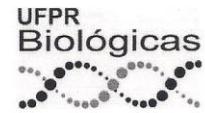


CURITIBA

2012



Ministério da Educação  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ  
Setor de Ciências Biológicas  
Departamento de Educação Física

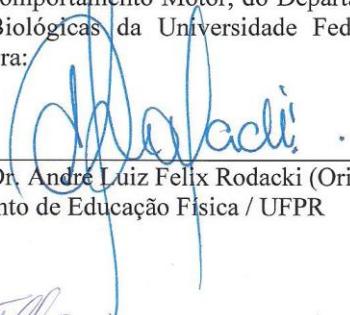


## TERMO DE APROVAÇÃO

MÁRIO SÉRGIO LOPES

### “Análise da Marcha de Idosos Durante a Locomoção em Plano Inclinado e Horizontal”

Dissertação aprovada como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Educação Física – Área de Concentração Exercício e Esporte, Linha de Pesquisa Comportamento Motor, do Departamento de Educação Física do Setor de Ciências Biológicas da Universidade Federal do Paraná, pela seguinte Banca Examinadora:

  
Professor Dr. André Luiz Felix Rodacki (Orientador)  
Departamento de Educação Física / UFPR

  
Professora Dra. Elisângela Ferretti Manffra  
Membro Externo

  
Professor Dr. Gleber Pereira  
Membro Interno

Curitiba, 30 de Março de 2011

Campus Jardim Botânico–CEP: 80.215-370 – Curitiba/PR  
Telefone: (41) 3362-8745 Fax (41) 3360-4336  
[www.edf.ufpr.br](http://www.edf.ufpr.br) email: [mestrado\\_edf@ufpr.br](mailto:mestrado_edf@ufpr.br) [danieldias@ufpr.br](mailto:danieldias@ufpr.br)

**MÁRIO SÉRGIO LOPES**

**ANÁLISE DA MARCHA DE IDOSAS DURANTE A LOCOMOÇÃO  
EM PLANOS INCLINADOS E HORIZONTAL**

**Dissertação de Mestrado apresentada  
como requisito parcial para a obtenção do  
título de Mestre em Educação Física, no  
Departamento de Educação Física, Setor  
de Ciências Biológicas da Universidade  
Federal do Paraná.**

Orientador: Prof. Dr. André Luiz Felix Rodacki

Aos meus amados pais e filho

## AGRADECIMENTOS

A realização desta dissertação só foi possível graças ao espírito de companheirismo, solidariedade e de união de todos os alunos de mestrado e doutorado pertencentes ao CECOM. Estes meus colegas contribuíram muito para a realização e conclusão deste trabalho. Temo em nominá-los e deixar alguém sem o merecido reconhecimento e agradecimento, porque alguns deles contribuíram de forma rápida, mas sem essa ajuda, seria muito mais difícil a realização da pesquisa. Alguns ajudaram na coleta de dados, outros a recrutar as avaliadas, outros a ajudar com pequenos problemas técnicos e até mesmo cedendo o carro para buscar alguém... enfim, sempre que foi preciso, tinha alguém pronto a me ajudar e por isso, me sentia muito bem quando pude retribuir a solidariedade dos meus colegas auxiliando-os também.

Alguns destes colegas eu não posso deixar de nominar porque contribuíram de forma fundamental na coleta de dados: Tainá Ribas Mélo, Ricardo Martins de Souza, Fábio Teófilo, Elis Bichman, Paula Born Lopes e Ricardo Martins de Souza pelo seu apoio e orientação, muito obrigado. Em especial pela planilha de dados.. e ai já nem sei mais quantos do CECOM estavam lá para me ajudar e a quem precisasse. Muito obrigado a todos!!

Dizem que o mestrado é muito sofrido... de muito sacrifício... e até foi mesmo, não posso negar. Mas graças a vocês e aos colegas da fase “dos créditos” não foi nem um pouco ruim. Fiz ótimos amigos e sinto muitas saudades deste convívio.

Agradeço a Prof<sup>a</sup>. Dra. Neiva Leite que contribuiu de forma fundamental para a conclusão deste trabalho.

Ao Prof. Dr. André Luiz Félix Rodacki, orientador, exemplo de profissional por quem eu tenho muito respeito, admiração e gratidão. Hoje, passado este processo, espero tê-lo como amigo. Muito obrigado.

## SUMÁRIO

<b>LISTA DE FIGURAS.....</b>	<b>7</b>
<b>LISTA DE QUADROS.....</b>	<b>8</b>
<b>LISTA DE TABELAS.....</b>	<b>9</b>
<b>RESUMO.....</b>	<b>10</b>
<b>ABSTRACT</b>	
<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>12</b>
1.1 OBJETIVOS.....	14
1.1.1 Objetivo Geral.....	14
1.1.2 Objetivos específicos.....	14
1.2 Hipóteses.....	15
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>16</b>
2.1 Tecido muscular.....	17
2.2 CARACTERÍSTICAS DA MARCHA NORMAL.....	18
2.2.1 Ciclo da Marcha.....	19
2.2.2 Parâmetros tempo-espaciais da marcha humana em terreno plano.....	21
2.2.3 A marcha no idoso.....	23
2.2.4 Características da marcha durante a subida de rampa e escadas.....	23
2.2.5 QUEDAS .....	27
2.2.6 CONCLUSÃO DA REVISÃO DE LITERATURA.....	30
<b>3 MÉTODOS.....</b>	<b>32</b>
3.1 PARTICIPANTES.....	32
3.2 AVALIAÇÃO ANTROPOMÉTRICA .....	33
3.3 AVALIAÇÃO DO NÍVEL DE ATIVIDADE FÍSICA.....	34
E CARACTERÍSTICAS GERAIS DA AMOSTRA .....	34
3.4 ANÁLISE DA MARCHA.....	35
3.4.1 Processamento dos dados cinematográficos .....	39
3.4.2 Variáveis da marcha.....	39
3.5 VARIÁVEIS ASSOCIADAS AO RISCO DE QUEDAS.....	41
3.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	42
<b>4 RESULTADOS.....</b>	<b>43</b>
<b>5 DISCUSSÃO.....</b>	<b>52</b>
<b>6 CONCLUSÃO.....</b>	<b>60</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>62</b>
APÊNDICE A - Temo de Consentimento livre esclarecido (TCLE).....	72
ANEXO A - Certificado do Comitê de Ética.....	73
ANEXO B - Declaração de Permissão para Utilização de Dados.....	74
ANEXO C - Questionário Internacional de Atividade Física – IPAQ.....	75

**LISTA DE FIGURAS**

FIGURA 1 - DESENHO ESQUEMÁTICO DAS AVALIAÇÕES REALIZADAS.....	33
FIGURA 2 - RAMPA INCLINÁVEL UTILIZADA PARA A ANÁLISE DA MARCHA.....	37
FIGURA 3 - MODELO BIOMECÂNICO UTILIZADO NA ANALISE DA MARCHA DE AVALIADAS IDOSA.....	38
FIGURA 4 - DESLOCAMENTO ANGULAR DO QUADRIL, NAS CONDIÇÕES DE PLANO HORIZONTAL (PLANO), SUBIDA (SUB +6° E +10,5°) E PLANO HORIZONTAL E DESCIDA (DESC -6° E -10,5°) DO PLANO INCLINADO.....	47
FIGURA 5 - DESLOCAMENTO ANGULAR DO JOELHO, NAS CONDIÇÕES DE PLANO HORIZONTAL (PLANO), SUBIDA (SUB +6° E +10,5°) E PLANO HORIZONTAL E DESCIDA (DESC -6° E -10,5°) DO PLANO INCLINADO.....	49
FIGURA 6 - DESLOCAMENTO ANGULAR DO TORNOZELO, NAS CONDIÇÕES DE PLANO HORIZONTAL (PLANO), SUBIDA (SUB +6° E +10,5°). E PLANO HORIZONTAL E DESCIDA (DESC -6° E -10,5°) DO PLANO INCLINADO.....	51

**LISTA DE QUADROS**

QUADRO 1 - DIVISÃO DAS FASES DA MARCHA.....	20
QUADRO 2 - PASSO E O CICLO OU PASSADA.....	21
QUADRO 3- VARIÁVEIS TEMPORAIS.....	40
QUADRO 4 - VARIÁVEIS ESPACIAIS LINEARES.....	40
QUADRO 5 - VARIÁVEIS ANGULARES.....	41

**LISTA DE TABELAS**

TABELA 1 - CARACTERÍSTICAS GERAIS DA AMOSTRA .....	34
TABELA 2- CARACTERÍSTICAS ESPACIAIS LINEARES E TEMPORAIS (MÉDIA $\pm$ DESVIO PADRÃO) EM PLANO HORIZONTAL (PLANO), SUBIDA (SUB $+6^\circ$ E $+10,5^\circ$ ) E DESCIDA (DESC $-6^\circ$ E $-10,5^\circ$ ) DO PLANO INCLINADO E VALORES PERCENTUAIS COM RELAÇÃO AO PLANO HORIZONTAL.....	45
TABELA 3- CARACTERÍSTICAS ANGULARES (MÉDIA $\pm$ DESVIO PADRÃO) EM PLANO HORIZONTAL (PLANO), SUBIDA (SUB $+6^\circ$ E $+10,5^\circ$ ) E DESCIDA (DESC $-6^\circ$ E $-10,5^\circ$ ) DO PLANO INCLINADO...	46

## RESUMO

O envelhecimento modifica o sistema músculo-esquelético e provoca alterações no equilíbrio, o que aumenta o risco de quedas em idosos. A marcha em rampas representa risco maior de quedas, entretanto os graus de inclinação apontados na norma NBR 9050 levam em consideração os parâmetros técnicos para adultos normais, mas não para idosos. O objetivo deste estudo foi avaliar parâmetros cinemáticos da marcha de idosos durante a locomoção em planos inclinados de 6° e 10,5° em comparação ao plano horizontal. Seis idosas ativas e saudáveis (entre 61 e 66 anos e IMC<29 kg/m<sup>2</sup>) voluntariaram para participar do estudo. Os parâmetros cinemáticos da marcha foram obtidos por sistema optoeletrônico, em que variáveis lineares e angulares foram determinadas. Para análise estatística foi utilizado o teste de Wilcoxon, considerando diferença significante  $p < 0,05$ . Os resultados demonstraram maiores modificações durante a descida alta (10,5°) em comparação ao plano horizontal. Reduções no comprimento do passo (10,6%), na velocidade da marcha (9,9%) e na velocidade de contato do calcanhar no solo (21,1%) foram encontradas. A altura do pé aumentou na descida alta (84,7%), mas manteve-se inalterada entre a subida alta (3,8%) e descida baixa (0%). O deslocamento angular do quadril foi similar em todas as condições experimentais. A flexão do quadril aumentou em resposta ao aumento da angulação da subida. Assim, quanto mais acentuada a descida menor será o ângulo do quadril. Maiores ângulos de flexão do quadril foram encontrados na subida acentuada. O joelho apresentou a maior flexão durante a fase de subida do plano mais inclinado a fim de acomodar o pé com a rampa. Em adição, maior será a extensão do joelho na subida quando comparada à descida, aproximando-se da marcha no plano horizontal. O tornozelo apresentou flexão dorsal mais pronunciada durante a fase de contato do calcanhar quando a inclinação na subida foi acentuada. Na subida, as maiores alterações ocorreram na fase de apoio, enquanto que as maiores mudanças na descida ocorreram na retirada do pé do solo e na fase de balanço. As modificações mais expressivas na marcha ocorreram na fase de descida de maior inclinação (-10,5°), que apresentou menor velocidade de contato do calcanhar e comprimento da passada e resultaram na menor velocidade de deslocamento. Estas mudanças da marcha provavelmente correspondem às adaptações na organização dos segmentos para acomodar as variações da rampa e condições de subida e descida e uma tentativa de reduzir o risco de quedas causado pelas inclinações dos planos. Inclinações de 6° não causaram modificações muito expressivas sobre os parâmetros da marcha, quando comparada ao plano horizontal.

Palavras-Chave: idosos; rampas; planos inclinados, marcha, risco de quedas.

## ABSTRACT

Ageing modifies the neuromuscular system and causes changes in the balance that increases the risk of fall in the elderly. Gait in inclined planes represents greater risk of falls, however, the steepness indicated in the regulation NBR9050 only takes into account parameters for healthy adults, but not elderly individuals. The aim of this study was to assess kinematic parameters of the gait of elderly during locomotion in planes inclined  $6^\circ$  and  $10.5^\circ$  and to compare them to the horizontal plane. Six active and healthy elderly (between 61 and 66 years-old and  $\text{BMI} < 29 \text{ kg/m}^2$ ) volunteered to participate of the study. Gait kinematic parameters were obtained using an optoelectric, where linear and angular variables were determined. The results indicated larger changes during the descending phase of the steepest plane ( $10.5^\circ$ ) in comparison to the horizontal plane. Reduction in the step length (10.6%), speed (9.9%) and heel contact speed (21.1%) were found. The toe clearance increased in the descent phase of the steepest plane (84.7%) but remained unchanged when the ascending phase of the steepest plane and the descent phase of the less steep plane (0%). The hip joint displacement was similar across all experimental conditions. Hip flexion increased in response to the steepness of the plane in the ascending phase. Thus, the less steep the plane is in the descending phase the smaller is the hip angle. The largest flexion angle of the hip occurred in the steepest ascending phase. The knee showed larger flexion during the steepest planes to accommodate the foot in the ramp. In addition, the larger knee extension was found in the ascending phase when compared to the descending phase, which was similar to that found in the horizontal plane. The ankle presented its more pronounced dorsiflexion during the heel contact phase, when the steepness of the plane was the largest one. In the ascending phase, the largest changes occurred in the stance phase, while largest changes in the descending phase occurred in the final stance and terminal swing. The most expressive gait changes were found in the descending phase when the plane was the steepest ( $10.5^\circ$ ), in which showed the smallest heel contact speed and step length that resulted in the slowest displacement speed. These gait changes are likely to correspond to the adaptations of the segmental organization to accommodate the physical limitations of the ageing process and an attempt to reduce the risk of fall caused by the steepness of the planes. Steepness of  $6^\circ$  did not cause expressive changes on gait parameters, which did not differ, when compared to the horizontal plane.

Key-words: elderly; ramp, inclined planes, gait and risk of fall.

## 1. INTRODUÇÃO

O número de indivíduos idosos aumentou na população mundial nas últimas décadas, tanto nos países desenvolvidos como nos em desenvolvimento, em função do declínio da mortalidade e aumento na expectativa de vida (KALACHE et al., 1987). A maior proporção de idosos gera preocupações para muitos pesquisadores porque o processo de envelhecimento é acompanhado de mudanças em diversos sistemas que envolvem o declínio das funções e influenciam na execução de várias atividades básicas do dia-a-dia (AVERSI-FERREIRA et al., 2008; SOCIEDADE BRASILEIRA DE GERIATRIA E GERONTOLOGIA, 2004).

O envelhecimento impacta fortemente sobre o sistema músculo-esquelético, caracterizando-se por reduções na flexibilidade, força e potência muscular, que podem provocar alterações sobre a capacidade de manter o equilíbrio (BROWN et al., 2002). Em adição, a degeneração do sistema labiríntico, proprioceptivo e visual (SIMOCELI et al., 2003) pode influenciar a capacidade dos idosos em integrar as informações sensoriais para manter sua estabilidade postural, sendo que nos idosos do sexo masculino isso parece ser ainda mais significativo (MATHESON et al., 1999). Em alguns casos, a depressão, o uso de medicamentos e outras patologias degenerativas de membros inferiores agravam ainda mais a condição dos idosos e influenciam seriamente sua mobilidade e independência (GUIMARÃES et al., 2005). Dessa forma, dificuldades na locomoção são fatores preocupantes, pois predispõem às quedas (RUBENSTEIN et al., 2006; CHIBA et al., 2005) que correspondem a um dos maiores problemas de saúde pública mundial (ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DE SAÚDE - OMS, 2011).

As quedas são resultado das interações de diversos fatores como o processo fisiológico do envelhecimento, doenças e por aspectos do meio ambiente (AMERICAN GERIATRICS SOCIETY, 2001). Irregularidades do terreno, superfícies escorregadias, iluminação e obstáculos têm sido apontados como os principais fatores de risco externo (FABRÍCIO et al., 2004). As escadas constituem um dos maiores obstáculos ao deslocamento de idosos, pois além da demanda física requerida para elevar o centro de massa, possui elevado risco de quedas. O maior risco de quedas em escadas ocorre

em maior proporção durante a descida quando comparado à subida (LARK et al., 2003; CHAM et al., 2002). As rampas são soluções comumente adotadas para facilitar a mudança de nível em construções e espaços urbanos. A rampa é definida como rota acessível de “trajeto contínuo, desobstruído e sinalizado, que conecta os ambientes externos ou internos de espaços e edificações, e que possa ser utilizada de forma autônoma e segura por todas as pessoas, inclusive aquelas com deficiência”, segundo a Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT, NBR 9050, 2004) e normatiza que a inclinação longitudinal mínima deve ser igual ou superior a 5% e recomenda inclinações entre 6,25% e 8,33% para desniveis máximos de 0,80m. Em alguns casos, quando esgotadas as possibilidades de soluções que atendam integralmente tal especificação indica inclinações entre 8,33% e 12,5% (ABNT, NBR 9050, 2004).

O deslocamento em declive exige menor demanda física, a qual é estabelecida a partir de parâmetros energéticos do deslocamento (PRENTICE et al., 2004). O deslocamento em plano inclinado modifica a posição do tronco e induz alterações no centro de massa que requer relação coordenativa diferente dos membros inferiores com a superfície em comparação à marcha no plano (LEROUX et al., 2002). Diferentes inclinações do plano podem impor distintas demandas sobre vários parâmetros da locomoção e influenciar o risco de quedas.

Há carência de informação sobre como diferentes inclinações dos planos afetam a locomoção e influenciam parâmetros associados ao risco de queda em idosos quando comparados aos indivíduos adultos. O estudo de Noble et al., (2008) demonstrou que a coordenação intersegmentar entre jovens e idosos é similar em diferentes graus de inclinação (3°, 6°, 9° e 12°), porém não analisou variáveis especificamente associadas ao risco de quedas.

A rampa é um obstáculo comumente encontrado dentro e fora do ambiente domiciliar apresentando diferentes níveis de inclinações e de piso tornando-se um dos fatores extrínseco para a queda (BECK et al., 2011), assim como piso escorregadio ou molhado, pisos irregulares ou com buracos, degrau alto ou desnível no piso (AMERICAN GERIATRICS SOCIETY, 2001; BECK et al., 2011). Estes fatores

extrínsecos causam maior risco de quedas em idoso que os intrínsecos (PINHO et al., 2012).

O envelhecimento populacional é uma realidade mundial e certamente exigirá a adequação das políticas públicas aplicadas em todos os setores incluindo a acessibilidade, pois as quedas são acidentes que podem ocorrer durante a locomoção e estão associadas a maior morbidade e mortalidade em indivíduos idosos (PERSCH et al., 2009; VERAS, 2009). No entanto, há carência de estudos que avaliem os efeitos causados por diferentes inclinações do terreno sobre a marcha e parâmetros associados ao risco de quedas em idosos. As alterações da inclinação do plano causam modificações no comportamento das variáveis angulares, lineares e espaço-temporais quantificadas durante a avaliação.

Dessa forma, o objetivo do presente estudo foi avaliar a influência de diferentes graus de inclinação das rampas, apontados nos parâmetros técnicos da norma NBR 9050, em relação ao risco de queda em idosos na subida e descida das rampas quando comparados com a marcha em superfície plana. A seleção da inclinação de rampa de subida e descida considerou dois graus para análise. A menor inclinação de 6° (11,5%) corresponde aos valores máximos propostos pela ABNT e a outra acentuada de 10,5° (19%), pode ser encontrada em inclinações em rampas de acesso não planejadas de acordo com as normas.

## 1.1 OBJETIVOS

### 1.1.1 Objetivo geral

O objetivo deste estudo foi avaliar os efeitos de diferentes inclinações do terreno sobre variáveis cinemáticas da marcha de mulheres idosas.

### 1.1.2 Objetivos específicos

Para cumprir os objetivos gerais do estudo será necessário responder a um conjunto de objetivos específicos que compreendem:

- a) Avaliar as características cinemáticas das articulações do quadril, joelho e tornozelo de idosas ativas durante a locomoção nos planos horizontal e inclinados subida baixa (+6°) e alta (+10,5°);
- b) Analisar as características cinemáticas das articulações do quadril, joelho e tornozelo de idosas ativas durante a locomoção em planos inclinados descida baixa (-6°) e descida alta (-10,5°).
- c) Comparar as características cinemáticas das articulações do quadril, joelho e tornozelo de idosas ativas durante a subida e descida em planos com diferentes inclinações (6 ° e 10,5°);

## 1.2 HIPÓTESES

$H_1$ : Ocorrerão diferenças nos parâmetros cinemáticos articulares de quadril, joelho e tornozelo na marcha de idosas em subida e descida de 6° em relação ao plano horizontal.

$H_2$ : Ocorrerão diferenças nos parâmetros cinemáticos articulares de quadril, joelho e tornozelo na marcha de idosas em subida e descida de 10,5° em relação ao plano horizontal.

$H_3$ : A maior inclinação do plano causará maiores diferenças cinemáticas nas articulações de quadril, joelho e tornozelo durante a marcha de idosas que refletirão em aumento do risco de queda.

## 2. REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 ENVELHECIMENTO

O envelhecimento populacional vem sendo observado em todo o planeta. Projeções da Organização Mundial da Saúde para 2025 incluem o Brasil entre os dez países do mundo com maior contingente de pessoas com 60 anos ou mais. A proporção de idosos no Brasil passou de 6,3 por cento em 1980 para 7,6 por cento em 1996. Os jovens perderão representatividade, enquanto que as faixas de idade maiores de 65 serão crescentes, passando de 5,5% em 2000 para 10,7% em 2025 e a 19,4% em 2050 (INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA - IBGE, 2006).

As mudanças físicas que ocorrem no envelhecimento afetam não somente a aparência externa como também modificam as estruturas internas e comprometem a sua função. As alterações morfofisiológicas da senilidade começam nas células, devido a sua capacidade finita de replicação e não poupa nenhum tecido (ALLSOPP et al., 1992; LAMBERTUCCI et al., 2005). Consequentemente, cada estrutura degrada-se em maior ou menor grau em decorrência de diversos fatores, a começar pelo fator genético que é influenciado pelo meio externo como hábito de vida e meio ambiente (ROWE et al. 1987; BRUCE et. al., 2002)

Estas mudanças físicas acometem todos os sistemas do aparelho locomotor e em consequência a capacidade e eficiência de locomoção são afetadas predispondo a queda (HAUSDORFF et al., 2001). O envelhecimento físico agrava ainda mais as consequências dos traumas causados pela queda devido a menor capacidade de regeneração e reparo tecidual (MOYLAN et al., 2007; AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE - ACSM, 2010).

## 2.1 Tecido muscular

A estrutura do músculo esquelético modifica com a idade. O pico de força muscular é atingido entre os 20 e 30 anos e após essa fase ocorre o decréscimo. A perda acelerada da força acontece a partir dos 45 anos, sendo que após os 60 anos existe taxa de perda de 1 a 2% ao ano na contração dinâmica, isométrica e isocinética (ACSM, 2006).

A redução na força muscular está relacionada às alterações neuromusculares, ou seja, há perda de unidades motoras e atrofia das fibras musculares, modificações denominadas como sarcopenia (AAGAARD, 2007). As degenerações no sistema neuromuscular estão relacionadas à diminuição da capacidade de gerar força muscular (THOMAS, 2007), causada pela redução na área, número e recrutamento de fibras musculares, bem como alterações na inervação, perfusão sanguínea, síntese protéica e fatores de crescimento (ACSM, 2006). Possivelmente, a sarcopenia contribui para o declínio da potência muscular e alterações na marcha. Isso implica que a massa muscular é o principal fator envolvido na capacidade do indivíduo para exercer a força máxima (AKIMA et. al, 2001).

A sarcopenia é multifatorial decorre da interação complexa de distúrbios da inervação, diminuição de hormônios anabólicos como testosterona, estrogênio e hormônio do crescimento (LANG et al., 2010; MUSCARITOLI et al., 2010). Fatores como aumento de mediadores inflamatórios, alterações da ingestão protéico-calórica (SILVA et al., 2006; CRUZ-JENTOFT et al., 2010; SCHULTE et al., 2001), o processo de envelhecimento (DOHERTY 2003; LANG et al. 2010; PADDON-JONES et al., 2008), síndrome do imobilismo, sedentarismo, consumo de tabaco e de álcool, convalescências ou condições crônicas de saúde (CRUZ-JENTOFT et al., 2010) e ainda a susceptibilidade genética também predispõe a sarcopenia (MUSCARITOLI et al., 2010)

A combinação de fatores comuns à terceira idade leva a redução de unidades sarcoméricas caracterizado pela perda progressiva e generalizada da massa e força muscular que resultam na diminuição da aptidão física, afeta a qualidade de vida do idoso podendo levar a morte (CRUZ-JENTOFT et al., 2010; ROLLAND, 2008). A

sarcopenia do idoso é classificada como primária e esta diretamente relacionada ao declínio físico-funcional típico da senilidade, sendo uma condição com muitas causas e resultados variados, diferente da sarcopenia secundária que apresenta uma causa clara como a artrose ou osteoporose (VOLPI et al., 2004).

A síndrome de fragilidade, caracterizada pela sarcopenia, acarreta em redução de mobilidade e aumento da incapacidade funcional e dependência, conferindo maior risco para quedas, fraturas, incapacidade, dependência, hospitalização recorrente e mortalidade (SILVA et al., 2006).

Essas perdas significativas de massa muscular e força afetam a capacidade de independência de realizar atividades de vida diária (AVD). A velocidade de contração também parece diminuir com o envelhecimento em ambos os sexos (AKIMA et al., 2001) o que dificulta uma resposta mais rápida e efetiva aos desequilíbrios durante a marcha o que aumenta o risco de queda.

A melhora da resistência muscular tem sido utilizada para reduzir essas perdas em função de manutenção ou mesmo aumentar a força muscular em idosos. Aumentar a força não necessariamente resulta em aumento na capacidade de realizar as AVDs. A potência muscular está mais estreitamente associada ao melhor desempenho funcional do que na força muscular alcançada (HAZELL et al., 2007). O treinamento resistido de alta intensidade parece atenuar o declínio do vigor muscular relativo à idade e aumentar a capacidade física dos idosos (HOPP, 1993).

## 2.2 CARACTERÍSTICAS DA MARCHA NORMAL

A marcha humana é um movimento automatizado que integra todos os segmentos corporais, em especial os membros inferiores, que executam uma sequência de movimentos transferindo suavemente o centro de gravidade de um membro inferior para outro, enquanto se mantém simultaneamente a estabilidade no membro em apoio (PERRY, 1992), a outra perna executa o balanceio à frente em preparação para a próxima fase de apoio, inverte-se os papéis no passo seguinte (ROSE AND

GAMBLE, 2006). O ciclo da marcha é a sequência deste movimento realizado por uma perna (PERRY, 1992).

### 2.2.1 Ciclo da Marcha

O ciclo da marcha (QUADRO 1) é dividido em dois períodos, apoio e balanço. O apoio ocorre no período em que o pé está em contato com o solo. O período de balanço ocorre no tempo do ciclo da marcha no qual o pé não está em contato com o solo, ou seja, encontra-se no ar para o avanço do membro inferior (PERRY, 1992; ROSE AND GAMBLE, 2006).

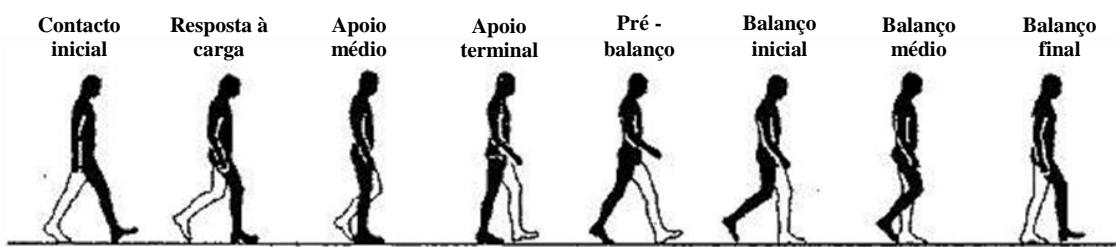
Durante a marcha, no plano frontal descreve os movimentos de obliquidade pélvica, a pelve se eleva no lado do membro em fase de balanceio. No plano transversal há rotação pélvica (sobre o eixo vertical), anteriormente no sentido do membro inferior que faz o apoio. No plano sagital os movimentos são mais complexos do que os outros dois planos anatômicos de referência, sendo responsável pelo deslocamento anterior, amortecimento do choque do calcanhar, ajustes na velocidade, altura do pé, no comprimento do passo e estabilização do corpo (PERRY, 1992; ROSE AND GAMBLE, 2006).

No Plano sagital, a fase de apoio equivalente a 60% do ciclo da marcha sendo subdividida em fase de apoio, quando ocorre o *contato inicial* no solo com o calcanhar (0-2% iniciais do ciclo). Neste momento o quadril está flexionado, o joelho extensão quase completamente, e o tornozelo em dorsiflexão indo a posição neutra, iniciando o apoio total do pé ao solo, transferindo o centro de gravidade do corpo a frente no sentido da marcha. Neste momento o apoio ainda é bipodal e inicia-se o momento de *resposta à carga* (2% a 20% do ciclo), o quadril inicia o movimento no sentido da extensão, o joelho está flexionado para absorção do choque, o tornozelo parte da dorsiflexão para a planti-flexão a fim de permitir o apoio total do pé ao solo. A partir deste momento inicia-se o apoio unipodal durante o *apoio médio* (10% a 30% do ciclo), quando o MMII contralateral avança no sentido da marcha em fase de balanceio. O MMII em apoio apresenta o quadril e o joelho em quase extensão completa, enquanto o tornozelo parte da posição neutra para planti-flexão impulsionando o corpo a frente

na fase de *apoio terminal* (30% a 50% do ciclo), quando o calcanhar perde o contato com o solo, ainda em apoio unipodal, o centro de gravidade avança para o ante-pé. O quadril e o joelho aumentam a extensão e logo após inicia a flexão para dar inicio a fase de balanço que correspondente nos 40% finais do ciclo da marcha. Neste momento, o calcanhar oposto inicia o duplo apoio novamente. Subdivide-se em: *Pré-balanço* (50-60% do ciclo), com o aumento da planti-flexão e da flexão do joelho e redução da extensão do quadril, o membro inferior avança para a fase de *balanço inicial* (60 a 73% do ciclo), o ante-pé perde o contato com o solo pelo aumento da flexão do joelho e o MMII é projetado a frente devido ao aumento da flexão do quadril. O *balanço médio* (73% a 87% do ciclo) com a flexão do quadril o joelho inicia a extensão, o tornozelo ainda esta em dorsiflexão, evitando o choque do ante-pé no solo, termina-se este ciclo com o *balanço final* (87% a 100% do ciclo) que é quando termina o avanço do MMII com a extensão quase completa do joelho, o quadril mantém o grau do final da flexão, o tornozelo permanece de dorsiflexão à posição neutra. (PERRY, 1992; WINTER, 1991; ROSE AND GAMBLE, 2006).

O Quadro 1 ilustra em negrito o MMII direito analisando as 8 fases do ciclo da marcha dividida em fase de apoio e balanceio.

#### QUADRO 1- DIVISÃO DAS FASES DA MARCHA



FONTE: Modificado de: Perry (1992).

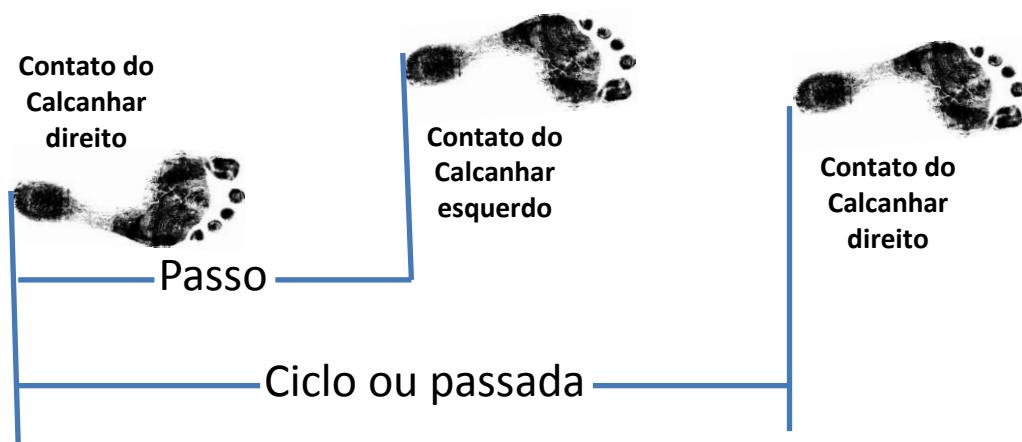
Durante a marcha normal o centro de gravidade do corpo oscila como um pêndulo invertido sobre as pernas para a manutenção do equilíbrio e postura e isso representa mecanismo básico do andar bípede (IVANENKO et al., 2004). O mecanismo do pêndulo não é mecanismo inato ou inevitável consequência mecânica de um sistema de segmentos ligados, ele exige controle neural ativo e adequado padrão de coordenação inter-segmentar que é aprendida por meio da experiência de andar

(ROBINOVITCH et al., 2002). O mecanismo do pêndulo não é implementado no início de locomoção livre (sem apoio) sendo apresentado só em crianças com mais de dois anos (IVANENKO et al., 2004).

## 2.2.2 Parâmetros tempo-espaciais da marcha humana em terreno plano.

A velocidade, frequência e comprimento do passo são os parâmetros básicos da marcha mais utilizados em trabalhos publicados sobre a marcha. O comprimento do ciclo, comprimento do passo, cadência e velocidade e duração do ciclo da marcha humana são medidas lineares do ciclo da marcha permite obter medidas importantes que relacionam o tempo e a distância. O comprimento do ciclo corresponde a dois contatos sucessivos do calcanhar direito. O comprimento do passo corresponde a distância entre os contatos dos dois calcanhares direito e esquerdo ao solo, finalizando um ciclo da marcha (PERRY et al., 2005; ROSE AND GAMBLE, 1998)

QUADRO 2 - Passo e o ciclo ou passada.



Quadro 2 Representação esquemática do passo e ciclo do passada (adaptado de Análise da Marcha, PERRY, 2005)

A frequência ou cadência é compreendida como o numero de passos em um intervalo de tempo por minuto. A velocidade da marcha é o resultado do comprimento do passo, ou do ciclo sobre o tempo do passo (ROSE AND GAMBLE, 1998).

Muitos dos trabalhos publicados utilizaram uma amostra pequena de indivíduos (CASTRO et al., 2000; ARAUJO et al., 2006; BRITO et al., 2004; CRISTOPOLISKI

et al. 2008; LEROUX et al., 2002; LARK et al., 2003). Öberg et al., (1993) demonstraram a influencia do gênero e idade nos resultados desses parâmetros. Esses autores avaliaram 233 sujeitos de 10 a 79 anos de idade em pista de 5,5 m e encontraram que os parâmetros tempo-espaciais, como a velocidade da marcha, comprimento do passo e a largura da passada sofreram influências significativas devido a influencia de gênero e idade. As mulheres apresentaram frequência de passo maior, velocidade da marcha (1,17 m/s) e comprimento de passo menores do que os homens (1,33 m/s), exceto para a frequência passo na marcha lenta em que houve equivalência entre os gêneros. A marcha de idosos apresentou redução na velocidade da marcha e comprimento do passo na velocidade normal (marcha confortável) e na rápida em relação aos mais jovens, mas a idade não influenciou a frequência do passo.

Na análise dos parâmetros básicos da marcha, além de considerar o gênero e a idade é importante analisar a procedência dos indivíduos da amostra. No estudo de Öberg et al. (1993), que contou com 15 mulheres entre 60 e 69 anos, a velocidade da marcha normal foi de 1,157 m/s, a freqüência de 2,06 passos/s, o comprimento do passo 55,3 cm. Castro et al. (2000), com amostra de sete mulheres brasileiras da faixa etária de 60 anos, constataram menor velocidade da marcha ( $1,05 \pm 14$  m/s) em relação ao estudo de Öberg et al. (1993). KERRIGAN et al., 2001, comparou a velocidade e cadência da marcha entre três grupos, um de adultos jovens e outro dois grupos de idosos, sendo um que já havia sofrido queda e outro não. A marcha normal dos adultos jovens foi de 1,35 m/s – 118 passos/m, dos idosos que não haviam sofrido queda foi semelhante a outros estudos 1,21 m/s – 120 passos/m, enquanto que do grupo que sofreram queda apresentou resultado muito inferior na velocidade e cadência 0,89 m/s – 107 passos/m. Novaes et al. (2011) estudaram a velocidade usual da marcha em brasileiros de meia idade e idosos e encontrou valores significativamente inferiores aos valores de referencias estrangeiros ( $p<0,05$ ) com relação a velocidade da marcha e declínio da velocidade com o avançar da idade. A velocidade de contato do calcanhar com o solo em idosos é maior que em jovens, 1.15 m/s contra 0.87 m/s (PRINCE et al., 1997).

### 2.2.3 A marcha no idoso

As alterações próprias do envelhecimento provocam declínio anatômico e funcional que influem na marcha do idoso (RINGSBERG et al., 1999). A diminuição da força muscular (AKIMA et al., 2001; SILVA et al., 2006), do equilíbrio e da capacidade de reação no caso de eventual perda de equilíbrio (WOOLLACOT et al., 1997; THELEN et al., 1997), faz com que apresente características marcantes como a redução da elevação da perna de balanço, a diminuição da velocidade da marcha (PRINCE et al., 1997; ROSE AND GAMBLE, 2006) e o aumento da velocidade de contato do pé ao solo (KERRIGAN et al., 2001). A redução da velocidade e o aumento da fase de apoio são estratégias que visam reduzir o risco de queda.

A prática de atividades físicas regulares minimiza as alterações do processo do envelhecimento (ACSM, 2006). Em especial, os exercícios de alongamento têm sido propostos como alternativa para melhorar o padrão e eficiência da marcha em idosos. Cristopoliski et al. (2008) avaliaram a marcha de cinco idosas ( $67,0 \pm 3,8$  anos) antes e após uma sessão de três séries de exercícios de flexibilidade de 30s do método estático, direcionados para os músculos flexores e extensores da articulação do quadril. Os autores encontraram que após os exercícios de flexibilidade as idosas apresentaram menor pico de inclinação anterior da pelve, maior pico de extensão e amplitude total de movimento da articulação do quadril, maior amplitude de movimento do joelho com maior ângulo de flexão durante a fase de balanço médio e 28,6% a mais na altura de separação do pé ao solo. Essas mudanças nas variáveis da marcha reverteram parcialmente o padrão da marcha, tornando-o mais similar aos adultos jovens sugerindo redução no risco de quedas.

### 2.2.4 Características da marcha durante a subida de rampa e escadas

A marcha em planos inclinados requer adaptações específicas tanto para a subida quanto para a descida em diferentes planos. O tornozelo parece ser a principal adaptação conjunta ao subir superfícies inclinadas, enquanto que o joelho torna-se importante para o conjunto de adaptações nas descidas para a fase de apoio do pé (HANSEN et. al., 2004).

O aumento do grau de inclinação do plano induz a flexão maior do quadril, joelho e tornozelo no contato inicial do pé, bem como inclinação progressista da pelve e do tronco, além da diminuição da rotação pélvica, aumento gradual no comprimento do passo na subida mais íngreme. A redução gradual da inclinação da descida da rampa provoca menor flexão do quadril no contato inicial do pé, bem como aumenta a flexão do joelho durante a fase de apoio. Essas alterações são acompanhadas de diminuição gradual do comprimento do passo, progressiva inclinação do tronco para trás e aumento da rotação da pelve em direção ao membro em balanceio (LEROUX et. al.. 2002).

Os idosos apresentaram momentos de menor dorsiflexão de tornozelo do joelho e maior flexão do quadril comparado com adultos mais jovens, independente da condição de locomoção durante a subida da rampa. No plano frontal, os idosos apresentaram maior adução do quadril e rotação interna do joelho. Estas alterações cinemáticas no plano transversal comprovam que os idosos redistribuem a carga mecânica na região do joelho o que contribui para o processo degenerativo articular (KARAMANIDIS et al., 2009).

Estas estratégias adaptativas visam compensar também a menor capacidade músculo esqueléticas que apresentam, obrigando-os a usarem a sua capacidade física muito próxima do seu limite. Os idosos sobem escadas de forma diferente do que os adultos jovens, visualizada nas articulações do joelho e tornozelo, transpondo a energia a partir do joelho até o tornozelo aumentando a demanda máxima da articulação do tornozelo em dorsiflexão, a fim de permitir aos músculos flexores plantares agirem em angulação mais favorável (REEVES et al., 2009).

O quadril aumenta a flexão durante a descida a cada 10 graus. Flexão do joelho e dorsiflexão do tornozelo aumentam com o aumento do ângulo de subida, mas não na descida. Esta variação da amplitude articular é necessária para o deslocamento do corpo tanto na descida como na subida destes obstáculos, e devem ser levados em conta no projeto de próteses de membros inferiores, assim como a melhora da

resistência muscular para a reabilitação da marcha em pacientes protetizados (McINTOSH et al., 2006).

O estudo de Noble et al. (2008), comparou a marcha de nove idosas (média de 73,3 anos) com nove jovens (média de 21,4 anos), em situações de subida e descida de rampas em diferentes graus de inclinação ( $3^\circ$ ,  $6^\circ$ ,  $9^\circ$  e  $12^\circ$ ). As participantes foram orientadas a caminhar em ritmo confortável para avaliação da velocidade de caminhada, do comprimento da passada e da cadência. A posição inicial para o inicio da marcha foi controlada para que o passo inicial sobre a rampa fosse feita sempre com o pé direito, para que a transição do nível do solo para a superfície inclinada ocorresse em aproximadamente meio passo. Os autores encontraram resultados similares em idosas e adultos jovens em todas as condições de marcha, demonstrando que o envelhecimento não apresentou efeito sobre a coordenação intersegmentar dos membros inferiores durante a caminhada, mesmo nas condições mais íngremes de subida das rampas. Os padrões de marcha observados na superfície plana comparado com os inclinados de cada condição modificaram de acordo com a orientação da superfície de apoio e não devido ao processo de envelhecimento. Apesar da similaridade encontrada entre jovens e idosas durante a execução do movimento, tanto no plano horizontal como nos inclinados, o estudo não avaliou variáveis relacionadas ao risco de quedas, fator fundamental em pesquisas com indivíduos de terceira idade.

O estudo de Leroux et al., (2002) investigou as adaptações na postura e na marcha durante a subida e descida de escada rolante com inclinações de 0,5 e 10% em oito indivíduos saudáveis. O Aumento do grau de inclinação da esteira de 0 a 10% resultou no aumento da flexão do quadril, joelho e tornozelo durante o contato inicial do pé e aumento progressivo da inclinação da pelve e do tronco. Estas alterações posturais foram acompanhadas pela diminuição progressiva da queda lateral da pelve para o lado do membro inferior em fase de balanço e um aumento gradual no comprimento do passo quando aumentava o grau de subida. Durante a descida da esteira de 0 a - 10%, cada vez menos o quadril foi flexionado durante o contato inicial do pé, bem como um aumento da flexão do joelho durante a fase de apoio. Estes alterações foram acompanhadas por diminuição gradual do comprimento do passo, progressiva

inclinação para trás do tronco e da pelve e aumento da inclinação lateral pélvica em direção ao membro em apoio. Mudanças no tronco e no alinhamento postural pélvico no plano sagital podem ser usado para facilitar a geração de energia ou a absorção de adaptação às mudanças de inclinação durante a caminhada. Estes resultados mostraram adaptações posturais específicas para a execução da marcha em superfície inclinada.

Os músculos da panturrilha (tríceps Sural) atuam promovendo a flexão plantar do tornozelo. O músculo gastrocnêmico tem grande importância na estabilidade durante a subida e descida de escadas, sendo ainda mais exigidos quando se aumenta a cadência e velocidade em até 88 passos/min (SPANJAARD et al., 2007). Para o equilíbrio do corpo durante a subida e descida é essencial a estabilidade nas articulações do joelho e tornozelo durante a fase de apoio. O tornozelo do idoso apresenta menor amplitude de movimento quando comparada com jovens e tende a aumentar de 0.5° à 0.8° por década na fase de balanço. Menor amplitude articular resulta em menor adaptabilidade para a marcha em planos inclinados (PRINCE et al. 1997).

O tornozelo é muito exigido durante a fase da marcha em um único apoio devido a projeção vertical do centro de massa do corpo projetado sobre ele no sentido anterior e lateral para fora da borda medial. Este movimento cria instabilidade articular potencial mediolateral durante o períodos de um único apoio. Esta tendência é contrabalançada no quadril e tronco inferior, evitando que o corpo projete-se em direção à linha média e ao mesmo tempo garantindo a transferência adequada do peso para o outro membro inferior. Este momento é compensado em grande parte pelos abdutores do quadril e flexores laterais do tronco e que só é possível com a perfeita estabilidade do tornozelo obtida graças à adequada reação neuromuscular dos músculos eversores e inversores (WOOLLACOTT et al., 1997; ROSE AND GAMBLE, 2006; PERSCH et al.2009). Lark et al., (2003) comparou o padrão de torque e rigidez dinâmica nas articulações do joelho e tornozelo durante a descida de um degrau entre seis homens idosos ativos (média de 67,7) e seis homens jovens (média de 23,6) de massa corporal e altura semelhante. O padrão de torque e estabilidade do tornozelo em idosos foi menor, desde o inicio no contato inicial do calcaneus até a fase de pré-balanço. A sarcopenia resultante do envelhecimento (SILVA et al., 2006) contribui determinantemente para a

diminuição da força (AAGAARD, 2007) e capacidade de reação ao desequilíbrio (AKIMA et al., 2001).

No entanto, os estudos ainda não deixam claro quais são as modificações e alterações no comportamento das variáveis angulares, lineares e espaço-temporais apresentadas na subida e descida de rampas.

## 2.2.5 QUEDAS

A ocorrência de quedas em idosos no Brasil de 65 e 74 anos ocorre em 32% anualmente, 35% entre 75 a 84 anos e 51% acima de 85 anos. Mais de 1/3 dos idosos brasileiros caem ao menos uma vez ao ano (PEREIRA et al., 2001). Não só a prevalência de queda sofre um pico por volta dos 85 como a mortalidade. Em estudos realizados no período de janeiro de 2003 a dezembro de 2007 publicações nas bases de dados MEDLINE, LILACS e SciELO as fraturas da parte proximal do fêmur em idosos apresentou taxa média de mortalidade no primeiro ano pós-trauma de 21,8% (MESQUITA et al., 2009)

Estudo recente (SIQUEIRA et al., 2011) encontrou frequência de quedas em 27,6% em idosos no Brasil. Os autores destacaram que os resultados foram semelhantes a outros estudos brasileiros e em países como o Uruguai (27%), Argentina (28,5%), Santiago e Cidade do México (34%). As quedas em idosos apresentaram associação com o sexo feminino, indivíduos mais velhos, idosos obesos e tempo de lazer sedentário. A comparação entre as regiões do Brasil demonstrou menor taxa na região norte em relação às outras regiões.

As quedas são situações que oferecem grande risco a saúde do idoso e, em geral, são causadas por tropeço durante a marcha (ROSE AND GAMBLE, 2006). A queda é definida como o contato com o chão de forma não intencional e devem ser excluídos aqueles causados por violência, acidente automobilístico, acidentes encefálicos ou fraturas espontâneas (MASUD et al., 2001).

Vários fatores podem ser considerados como predisponentes à queda e são classificados como fatores de risco intrínsecos e extrínsecos. Os intrínsecos incluem a

fraqueza de membros inferiores, flexibilidade reduzida (quadril e tornozelos), distúrbios do equilíbrio, comprometimento funcional e cognitivo, déficit visual (MIAN et al., 2007; WEI et al., 2001). Índice de Massa Corpórea (IMC) elevado (WEI et al., 2001) e distúrbio do sono estão intimamente relacionados a quedas. A sonolência, principalmente daqueles que apresentaram problemas no sono noturno piora o controle do equilíbrio postural e a atenção necessária aos obstáculos durante a marcha (KAWAMOTO et al., 2002).

O aumento da força muscular com exercícios físicos, especialmente nos membros inferiores e o treino da mobilidade funcional parece ser a melhor estratégia (GUNTER et al., 2000; PERSCH et al., 2009; SANTOS et al., 2008), além de reabilitação, gestão de medicamentos e tratamento de deficiências de vitamina D (MOYLAN et al., 2007). A capacidade de gerar força máxima de extensão da perna esta associado com a habilidade de impedir uma queda após um tropeço durante a marcha e pode ser usado para identificar os idosos com maior risco de queda (PIJNAPPELS et al., 2007). O padrão da marcha do idoso modifica-se aproximando dos valores de referência para mulheres jovens e saudáveis revertendo significativamente parâmetros cinemáticos da marcha como a velocidade, comprimento da passada, cadência e distância dos pés (PERSCH et al., 2009). A melhora dos parâmetros da marcha minimiza o risco de um eventual tropeço e a melhora da força muscular melhora o torque máximo da contração muscular melhorando a capacidade de reação ao desequilíbrio (LORD et al., 2003).

Os extrínsecos resultam geralmente do efeito de fármacos e interação medicamentosa (especialmente diuréticos e psicoativos), além dos fatores ambientais tais como a má iluminação, tapetes soltos, falta de equipamentos de segurança no banheiro (GUIMARÃES et al., 2005). A somatória destes fatores aumenta o risco de quedas (DEVEREUX et al., 2005; MASUD et al., 2001).

Várias estratégias foram propostas para reduzir ou prevenir o risco de quedas na população idosa. Avaliações clinimétricas visando avaliar o risco de quedas não foram eficazes para predizer o risco de queda (BARKER et al., 2009) provavelmente por ser

evento multifatorial de causas intrínsecas e extrínsecas. A prevenção de quedas em idosos é sugerida pela sociedade americana de geriatria (JAGS, 2001) que orienta e sugere as modificações da casa objetivando reduzir o risco de queda com esta medida, porem estas medidas também não são suficientes para diminuir a incidência de quedas (BARKER et al., 2009).

As inclinações mais acentuadas do plano de deslocamento podem alterar os parâmetros da locomoção e influenciar o risco de quedas, principalmente em idosos (BARKER et al., 2009). Durante o deslocamento que apresenta descida, os idosos demonstram valores significativamente maiores oscilações anteriores e atividade muscular em relação a indivíduos jovens. Os altos níveis de atividade muscular são características relacionadas com a idade e diminui a estabilidade postural. No entanto, não está claro ainda se os aumentos na atividade muscular impedem maior instabilidade postural ou se aumento da atividade muscular são respostas compensatórias ao aumento da oscilação postural (LAUGHTON et al., 2003).

Condições de baixo coeficiente de atrito são importantes fatores contributivos para acidentes. É necessário atrito maior para a subida do que para a descida de escadas. No entanto, os mais velhos demonstraram estratégias mais seguras do que os jovens durante descida da escada demonstrando diferenças na aplicação de forças menor no solo (CHRISTINA et al., 2002) mantendo menor distância entre o centro de massa e o centro de pressão no plano frontal (REEVES et al., 2009).

A descida de rampas com maior inclinação acarreta em reduções na cadência e do número de passos, tanto em jovens como em idosos, sendo adaptação que não representa predisposição a quedas (ROSE AND GAMBLE, 2006; REDFERN et. al., 1997). Porém, a redução na velocidade de deslocamento tende a indicar insegurança durante o trajeto e sensação de maior risco de queda (PERRY, 1992; KERRIGAN et al., 2001; HYLTON et al., 2003; KEMOUN et. al., 2002). Os idosos apresentam maior dificuldade em manter a velocidade no plano inclinado semelhante a desenvolvida durante a marcha no plano horizontal, em função das modificações fisiológicas associadas ao processo de envelhecimento (PRINCE, 1997).

## 2.2.6 CONCLUSÃO DA REVISÃO DE LITERATURA.

Em resumo, a população idosa vem crescendo em todo o mundo e o envelhecimento é influenciado por hábito de vida e o meio ambiente. A senilidade traz mudanças em todos os sistemas corporais e em particular no aparelho locomotor que perde gradualmente o controle neuromuscular, diminui a velocidade de resposta da contração muscular e ainda a força de contração principalmente devido a sarcopenia. A perfusão sanguínea, síntese protéica e produção de hormônios são afetadas contribuindo para a degradação deste sistema e influência na menor capacidade de regeneração e reparo tecidual, afetando a independência e de realizar atividades de vida diária (AVD). O treinamento resistido de alta intensidade atenua o declínio do vigor muscular relativo à idade e aumenta a capacidade física dos idosos a ponto de melhorar os parâmetros da marcha normalmente apresentado por esta população e diminuem à propensão de quedas melhorando a qualidade de vida dessas pessoas e reduz o número de óbitos por traumas.

A marcha humana é tema de muitos estudos, os parâmetros tempo-espaciais básicos estão bastante claros e estabelecidos, assim como as influências das alterações provocadas pelo declínio anatômico e funcional que influem na marcha no idoso como a redução da elevação da perna de balanço, a diminuição da velocidade da marcha e o aumento da velocidade de contato do pé ao solo e ainda a redução da velocidade e o aumento da fase de apoio como estratégias que visam reduzir o risco de queda.

As rampas oferecem maior dificuldade para o deslocamento do que no terreno plano por necessitar de adaptações específicas em todos os seguimentos sendo a principal no tornozelo durante a subida enquanto que o joelho torna-se importante para o conjunto de adaptações nas descidas para a fase de apoio do pé.

Quanto maior o grau de inclinação do plano maior será o esforço e adaptações do corpo resultando em maiores exigências de amplitudes articulares como a flexão do quadril, joelho e tornozelo no contato inicial do pé, bem como inclinação progressista da pelve e do tronco, além da diminuição da rotação pélvica, aumento gradual no comprimento do passo na subida mais íngreme. A redução gradual da inclinação da

descida da rampa exigirá outras adaptações como a menor flexão do quadril no contato inicial do pé, bem como aumenta a flexão do joelho durante a fase de apoio. Essas alterações são acompanhadas de diminuição gradual do comprimento do passo, progressiva inclinação do tronco para trás e aumento da rotação da pelve em direção ao membro inferior em balanceio.

A marcha do idoso apresenta momentos de menor dorsiflexão de tornozelo do joelho e maior flexão do quadril comparado com adultos mais jovens, independente da condição de locomoção durante a subida da rampa, além de apresentar maior adução do quadril e rotação interna do joelho comprometendo a adaptação necessária para transporem planos inclinados.

Estas adaptações podem ser ainda mais difíceis dependendo do grau de senilidade do aparelho locomotor que diminuem a aptidão física tornando a marcha do idoso com menor capacidade de deslocamento e de recuperar-se do desequilíbrio ou tropeço sendo este um dos fatores extrínsecos que pode contribuir para a queda aumentando a morbidade desta população.

A necessidade de acessibilidade é uma das exigências para a qualidade de vida satisfatória de qualquer população. Rampas são recursos amplamente utilizados e a normatização delas, como consta na NBR 9050, visa orientar a adequada inclinação para a instalação de rampas de acesso. A população idosa considerada ativa caminha regularmente no meio urbano e estão mais propensas a utilizarem rampas de diferentes inclinações do que as não ativas, como os idosos mais frágeis ou institucionalizados em asilos.

A análise da marcha de idosas ativas fornece informações que permitirão quantificar a dificuldade de transposição nestas vias de acesso que envolvem o deslocamento em terreno plano quando comparado com a subida e descida de diferentes inclinações. Estas avaliações podem indicar o grau de adaptação e risco de tropeço, contribuindo para trabalho preventivo e terapêutico, principalmente em idosos que necessitem se deslocar em rampas.

### 3. MÉTODOS

#### 3.1 PARTICIPANTES

Os participantes deste estudo foram selecionados por conveniência, após convite por meio de cartazes a todos os idosos que frequentavam o programa de atividades físicas aquáticas ofertado à comunidade pela Universidade Federal do Paraná (UFPR). A amostra foi constituída exclusivamente por mulheres, em função de que havia predomínio de praticantes do sexo feminino e nenhum participante do sexo masculino se voluntariou para a pesquisa.

Antes do início do experimento, todas as participantes foram informadas sobre os procedimentos do estudo, de acordo com o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE, Apêndice A). Os procedimentos experimentais deste estudo tiveram a aprovação do Conselho de Ética em Pesquisa da Universidade Paranaense (UNIPAR), sob o protocolo 18227/2009, atendendo a resolução 196/96 (Anexo II).

Foram incluídas participantes do sexo feminino, acima de 60 anos, que não apresentavam doenças associadas como: labirintite, doenças músculo esquelética e articular. Declaravam-se não simplesmente na ausência de doença ou enfermidade, mas em estado de completo bem-estar físico, mental e social e ativos e que não apresentassem problemas clínicos que pudessem influenciar o padrão normal da marcha. As participantes foram avaliadas como ativas através do questionário Internacional de atividade física – IPAQ, adaptado por Benedetti et al. (2007) (em anexo C) e não apresentavam problemas clínicos que pudessem influenciar o padrão normal da marcha. Foram considerados como critérios para exclusão, as usuárias de prótese, dispositivos de auxílio para a marcha, com histórico de fraturas, cirurgias articulares, cirurgias recentes (< 3 meses), dores em coluna vertebral ou membros inferiores e IMC acima de  $29 \text{ kg.m}^{-2}$ .

A amostra inicial foi constituída de 21 mulheres idosas que atenderam aos critérios de inclusão/exclusão e que realizaram todas as avaliações cinemáticas. Entretanto 15 mulheres foram excluídas da análise dos resultados, em função da falha na captação

dos pontos necessários para o cálculo adequado das variáveis avaliadas, o que está representado no fluxograma a seguir na Figura 1.

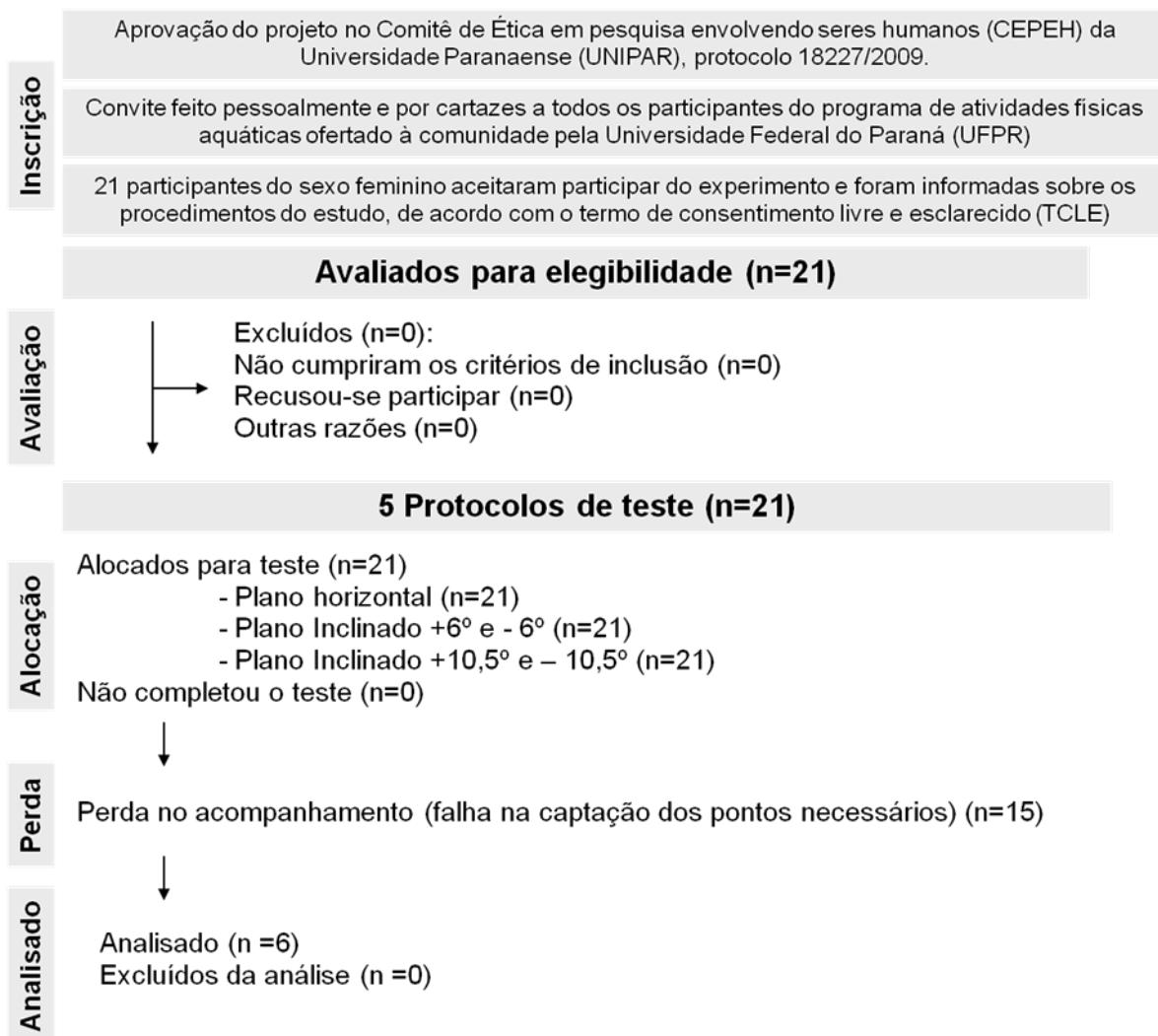


Figura 1. Fluxograma CONSORT

### 3.2 Avaliação antropométrica

As participantes foram avaliadas quanto à massa corporal e estatura, para identificar o índice de massa corporal (IMC), utilizado como critério de exclusão da amostra. A massa corporal foi aferida em uma balança (Filizola, modelo 31), tipo plataforma, com capacidade máxima de 150 kg e resolução de 100 gramas, com o indivíduo descalço, posicionado em pé no centro da plataforma, com os braços ao longo do corpo e utilizando roupas leves.

A estatura foi mensurada, em um estadiômetro da balança (Filizola, modelo 31), com resolução de 0,1 cm, com o indivíduo em posição ortostática, com os pés descalços e unidos, com as superfícies posteriores do calcaneo, cinturas pélvica e escapular e região occipital em contato com o instrumento de medida, com a cabeça no plano horizontal de Frankfort, ao final de uma inspiração máxima. O índice de massa corporal (IMC) foi calculado a partir das variáveis de massa e estatura.

### 3.3 AVALIAÇÃO DO NÍVEL DE ATIVIDADE FÍSICA

O nível de atividade física (AF) foi avaliado utilizando-se o “Questionário Internacional de Atividade Física (International Physical Activity Questionnaire – IPAQ)” (BENEDETTI et al., 2007). Este questionário é composto de 27 questões e visa quantificar o nível de atividade física da população, permitindo estimar o tempo semanal gasto em atividades físicas de intensidade moderada e vigorosa, em diferentes contextos do cotidiano, como: trabalho, transporte, tarefas domésticas e lazer, e ainda o tempo despendido em atividades passivas e realizadas na posição sentada.

Nesta pesquisa, considerou-se o nível de AF como ativo quando as atividades desenvolvidas no lazer e deslocamento foram iguais ou acima de 150 minutos por semana (ACSM, 2006). Todas as participantes foram classificadas como ativas pelo questionário IPAQ versão longa.

As características gerais da amostra e o nível de atividade física encontram-se descritas na Tabela 1.

TABELA 1 – CARACTERÍSTICAS GERAIS DA AMOSTRA

	Média $\pm$ dp	mínimo-máximo
Idade (anos)	63,3 $\pm$ 3,6	61 – 66
Massa (kg)	60,0 $\pm$ 5,1	52,3 – 66
Estatura (cm)	153 $\pm$ 5	147 - 158
IMC ( $\text{kg}/\text{m}^2$ )	25,9 $\pm$ 2,9	20,9 - 28,3
IPAQ (h/semanais)	178,5 $\pm$ 6,7	164 – 203
Tempo de prática (semanas)	73,3 $\pm$ 9,8	62 – 84

### 3.4 ANÁLISE DA MARCHA

Inicialmente, o grupo foi convidado a participar de uma única sessão experimental no laboratório de biomecânica do Centro de Estudos do Comportamento Motor da Universidade Federal do Paraná. No dia da sessão experimental, os participantes foram instruídos a não modificar seus hábitos diários e evitar a realização de atividades físicas. Na sessão experimental, os participantes receberam um conjunto de marcadores esféricos ( $\pm 0,09\text{m}$ ) fixados sobre a pele e roupa por meio de fita adesiva dupla face. Após essa marcação, os participantes foram instruídos a caminhar em velocidade auto-selecionada confortável pela área de coleta de dados para familiarização. Os participantes não foram informados do instante da coleta de dados a fim de evitar mudanças nos padrões usuais de movimento, não sendo analisadas as primeiras voltas.

Ao término do período de familiarização, os participantes caminharam novamente pela área de coleta de dados e os parâmetros cinemáticos forma registrados por meio de um conjunto de seis câmeras de captura óptica (MX-13, VICON®, USA) e uma média de dez ciclos de marcha em cada condição (plano horizontal e inclinado) foram gravados para posterior processamento e analise.

A seleção da inclinação de rampa de subida e descida considerou dois graus para análise, descida e subida baixa ( $\pm 6^\circ = 11,5\%$ ) e descida e subida alta ( $\pm 10,5^\circ = 19\%$ ), considerando as especificações propostas pela Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT). As angulações de 6,25% e 8,33%, que correspondem, respectivamente, a  $3^\circ 35'$  e  $4^\circ 46'$ , têm sido recomendadas pela ABNT para desníveis de máximos de 0,80m. Quando esgotadas as possibilidades de soluções que atendam tal especificação, as inclinações entre 8,3% e 12,5%, respectivamente, correspondentes a  $4^\circ 46'$  e  $7^\circ 8'$ , estão indicadas (NBR 9050; ABNT, 2004). Portanto, a menor inclinação de  $6^\circ$  (11,5%) corresponde aos valores máximos propostos pela ABNT e a outra acentuada de  $10,5^\circ$  (19%), pode ser encontrada em inclinações em rampas de acesso não planejadas.

A primeira condição a ser avaliada foi a marcha em Plano Horizontal (PH), a marcha em Subida Baixa (SB) e Descida Baixa (DB) em 6º de inclinação e por fim, Subida Alta (SA) e Descida Alta (DA) em 10,5º de inclinação foram a segunda a ser realizada, porém a ordem do sentido e das condições (inclinações de 6º e 10,5º) foi aleatória. Um período similar de familiarização aplicado à marcha no plano foi usado para as condições de plano inclinado. A coleta de dados também seguiu os mesmos procedimentos aplicados para a marcha no plano. Um intervalo de aproximadamente 3 minutos foi imposto entre cada condição experimental dos planos inclinados para minimizar possíveis efeitos de fadiga, os quais foram controlados.

A rampa propiciou duas inclinações distintas de 6º (11,5%) e 10,5º (19%) para que ambas as condições experimentais de inclinação na condição de subida e descida fossem testadas.

A rampa é formada por duas partes de madeira que compreendem a parte inclinada e o patamar elevado. A parte inclinada possui um comprimento de 3,33m e uma largura de 0.90m as quais são suficientemente dimensionadas para que os participantes subam e desçam sem receio de quedas. A estrutura inferior da rampa e do patamar elevado é formada por vigas de ferro que impedem deformações excessivas e garantem estabilidade ao sistema. Um tapete de borracha antiderrapante recobria toda a superfície da área de marcha, a fim de reduzir riscos de escorregão. O patamar elevado, localizado ao final da rampa, possui 1.0m de comprimento e 0.90m de largura e por meio de um sistema de encaixe permite que o mesmo seja elevado permitindo inclinações variadas para a modificação da angulação da rampa. Neste experimento foi fixada em duas elevações diferentes, sendo a 0,38m de altura para formar uma angulação de 6 graus e de 0,62m para a angulação maior representando 10,5 graus. A figura 2 demonstra a rampa.

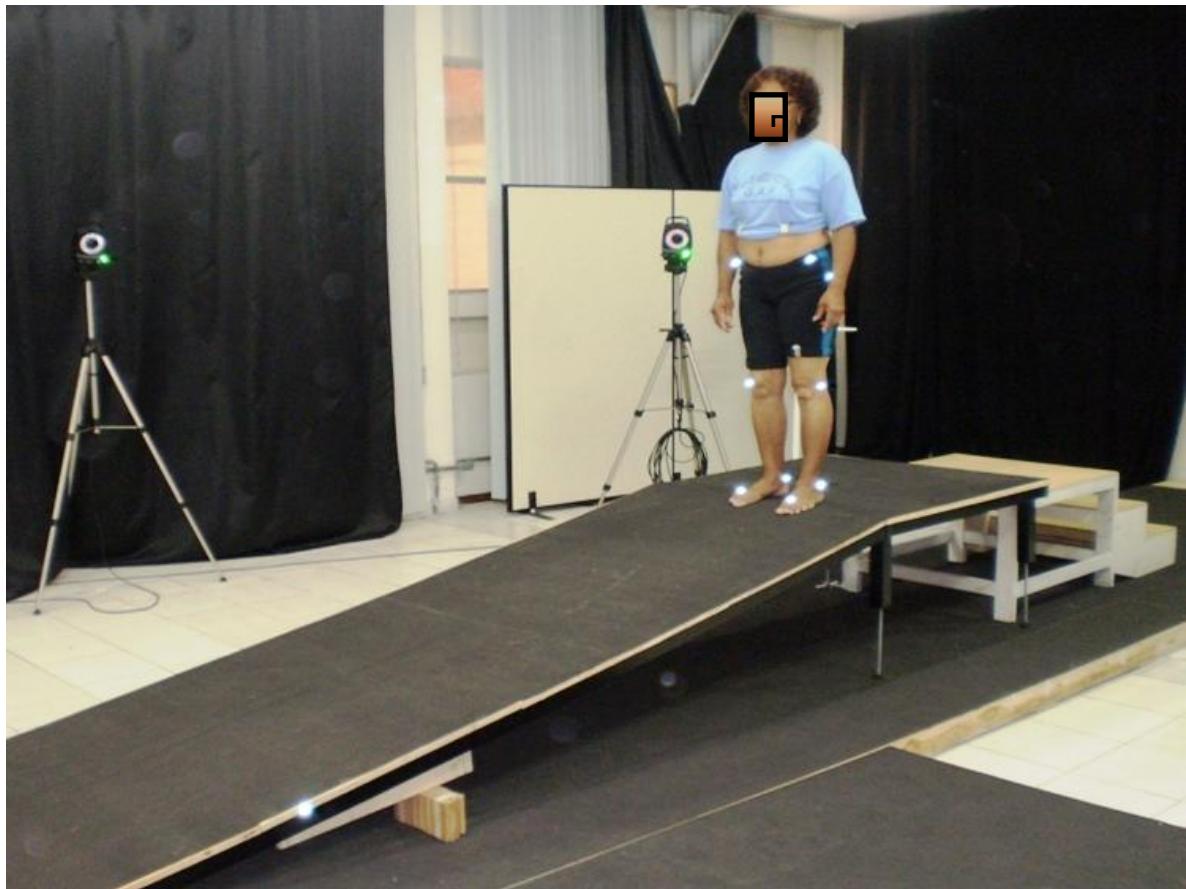


Figura 2 – Rampa inclinável utilizada para a análise da marcha.

Para prevenir quedas, um sistema de segurança tipo "harness" foi empregado. Esse dispositivo consiste em um conjunto de cintos acolchoados ajustáveis ao tórax conectados uma corda presa na região superior dorsal superior a qual é fixa a um sistema de rolamentos deslizantes no teto do laboratório que não interfere na realização do movimento, mas impede quedas em caso de qualquer condição inesperada (ex. tropeço, mal estar, tontura, etc.) durante o protocolo de avaliação da marcha (BARELA et al., 2005).

Para avaliação da marcha, foram colocadas marcações em alguns pontos anatômicos dos participantes por um mesmo experimentador, de acordo com os procedimentos empregados por Persch et al. (2009). Os pontos anatômicos marcados foram: Décima segunda vértebra torácica (1), espinhas ilíacas ântero-superiores (2), primeira vértebra do sacro (3), centro articular do quadril (4), maior circunferência do fêmur (5), epicôndilo lateral do fêmur (6), maior circunferência tibial (7), maléolo lateral da tibia

(8), calcâneo (9) e cabeça da articulação metatarso-falangeal do pé (10). Estes conjuntos de marcadores foram utilizados para definir os seguintes segmentos corporais: Tronco (1 e 2), pelve (2 e 3), coxa (5), perna (8) e pé (8, 9 e 10). Os pontos 5 e 7 foram utilizados para determinar o plano do segmento da coxa e da perna respectivamente. A figura 3 demonstra a colocação dos pontos.

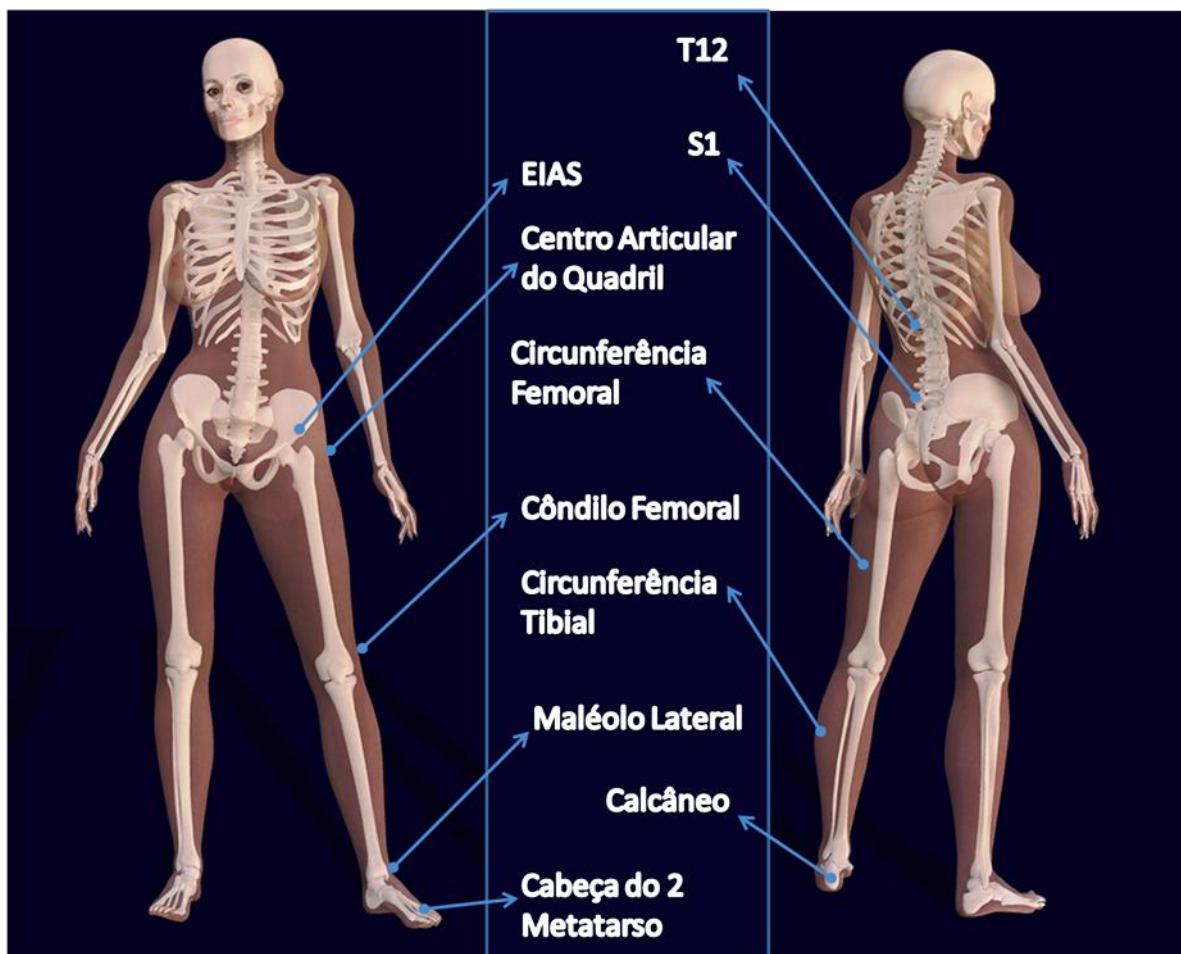


Figura 3 - Modelo biomecânico utilizado na análise da marcha de idosas. Legenda: “T12” = Décima segunda vértebra torácica, “S1” = Primeira Vértebra sacra e “EIAS” = Espinha Ilíaca Antero Superior. Modelo modificado Helen Hayes (VICON MOTUS).

As coordenadas dos pontos corporais foi determinada através do processamento automático dos marcadores corporais que foi feito por seis câmeras de captura optoelétricas calibradas (MX-13, Vicon), amostrando em uma freqüência de 200Hz a fim de reconstituir a marcha em três dimensões (3D). A sincronização das imagens

coletadas foi realizada automaticamente pelo equipamento (MX Control, Vicon). Os erros de medida nesse tipo de análise têm sido descritos como mínimos ( $< 0.1$  mm).

A análise da marcha na rampa foi realizada na metade do percurso da rampa, em que um ciclo completo seja realizado. O ciclo da marcha foi definido como as ações efetuadas entre dois toques sucessivos do calcanhar direito (PERRY, 1992).

### 3.4.1 Processamento dos dados cinemáticos

As coordenadas dos dez pontos anatômicos (Figura 2) foram captadas automaticamente pelo sistema sendo considerado para análise tridimensional apenas um ciclo da marcha, compreendendo o momento entre dois toques sucessivos do calcanhar direito com solo, sendo o primeiro como instante 0% e o segundo, o fim do ciclo, com 100% em cada condição nos cinco diferentes planos analisados. Depois de normalizados, a média obtida de três tentativas sucessivas das seis avaliadas nas cinco condições diferente de marcha, foi calculada a média para representar a relação do tempo de uma passada e expresso em termos percentuais por meio de uma rotina processada a partir de software específico para análise tridimensional do movimento (VICON MOTUS, 9.0®)

As coordenadas dos pontos anatômicos obtidas nestes momentos foram normalizadas em função do tempo através de um filtro com funções do tipo Spline obtidas pelo software do sistema através de uma rotina, aplicado sobre o enervá-lo de dez quadros. (Matlab, versão, 5.0, USA)

### 3.4.2 Variáveis da marcha

As variáveis foram divididas em dois tipos. O primeiro tipo foi composto por variáveis espaciais e temporais do movimento, as quais expressam as relações relativas e absolutas do tempo requerido para efetuar cada uma das fases e ciclos da marcha. As variáveis temporais encontram-se descritas no quadro 3.

### QUADRO 3: VARIÁVEIS TEMPORAIS

Variável	Definição da variável
Tempo da fase de oscilação (s)	Tempo total em que o membro analisado não se encontra em contato com o solo.
Tempo da fase de apoio (s)	Tempo total em que o membro analisado se encontra em contato com o solo.
Tempo total do ciclo (min)	Tempo entre dois contatos consecutivos do mesmo calcanhar do ciclo da marcha.

As variáveis espaciais lineares foram usadas para descrever o comportamento da marcha (ex. velocidade e cadência). As variáveis espaciais lineares encontram-se descritas no Quadro 4.

### QUADRO 4: VARIÁVEIS ESPACIAIS LINEARES

Variável	Definição da variável
Comprimento da passada (m)	Distância entre o contato inicial do pé direito e o segundo contato do pé direito projetada no eixo de deslocamento do sujeito.
Comprimento da passada (%)	Distância entre o contato inicial do pé direito e o segundo contato do pé direito projetada no eixo de deslocamento do sujeito e normalizado pela estatura.
Altura do pé (m)	Distância do 2º metatarso ao solo na fase média do ciclo de marcha no estante médio da fase de balanço.
Velocidade da marcha ( $m.s^{-1}$ )	Velocidade do sujeito (Comprimento do passo dividido pelo tempo) no sentido do seu deslocamento.
Cadência da marcha ( $passos.s^{-1}$ )	Número de passos por unidade de tempo.
Velocidade de contato do calcanhar ( $m.s^{-1}$ )	Velocidade horizontal do calcanhar no momento de contato do mesmo com o solo (contato inicial).

As variáveis espaciais angulares foram usadas para descrever os comportamentos articulares (ex. amplitudes, valores máximos e mínimos) do segmento do tronco e das articulações do quadril, joelho e tornozelo. As variáveis angulares também envolvem as relações dos segmentos em relação ao plano. A posição ortostática refere-se ao indivíduo ereto em pé. As variáveis espaciais encontram-se descritas no Quadro 5.

## QUADRO 5 - VARIÁVEIS ANGULARES

Variável	Descrição
Inclinação do tronco (°)	Ponto de maior inclinação anterior do tronco com relação ao plano vertical.
Inclinação anterior da pelve (°)	Ponto de maior inclinação anterior da pelve com relação ao plano vertical.
Máximo de extensão do quadril (°)	Máximo de extensão da articulação formada pelos segmentos da pelve lateral e coxa a partir de um valor considerado como zero- posição ortostática.
Máximo de flexão do quadril (°)	Máximo de flexão da articulação formada pelos segmentos da pelve lateral e coxa a partir de um valor considerado como zero- posição ortostática (°).
Amplitude articular do quadril plano sagital (°)	Diferença entre o Máximo de flexão e extensão do quadril durante o ciclo de marcha.
Máximo de extensão do joelho (°)	Máximo de extensão durante a movimentação da articulação formada pelos segmentos da coxa e da perna a partir de um valor considerado como zero – posição ortostática.
Máximo de flexão do joelho- máxima 2 (°)	Máximo de flexão durante a movimentação da articulação na fase de balanço formada pelos segmentos da coxa e da perna a partir de um valor considerado como zero – posição ortostática.
Máximo de flexão do joelho- máxima 1 (°)	Máximo de flexão durante a movimentação da articulação na fase de apoio formada pelos segmentos da coxa e da perna a partir de um valor considerado como zero – posição ortostática.
Amplitude articular do joelho no plano sagital (°)	Diferença entre o Máximo de flexão e extensão do joelho durante o ciclo de marcha.
Máximo de extensão do tornozelo (°)	Máximo de extensão (dorsiflexão) durante a movimentação da articulação formada pelos segmentos da perna e do pé a partir de um valor considerado como zero – posição ortostática.
Máximo de flexão do tornozelo (°)	Máximo de flexão (plantiflexão) durante a movimentação da articulação formada pelos segmentos da perna e do pé a partir de um valor considerado como zero – posição ortostática.
Amplitude articular do tornozelo no plano sagital (°)	Diferença entre o Máximo de flexão e extensão do tornozelo durante o ciclo de marcha.

**FONTE:** Adaptado de Persch (2008, p.52).

### 3.5 VARIÁVEIS ASSOCIADAS AO RISCO DE QUEDAS

Estudos demonstram que as alterações nos parâmetros da marcha espacial e temporal sugerem a preocupação com queda, como a diminuição da velocidade da marcha e de contato do pé, comprimento da passada e redução da cadencia e o aumento do tempo de duplo apoio (CHAMBERLIN et al., 2005; BROUWER et al., 2004). Menor velocidade da marcha implica em maior oscilação do centro de massa e consequentemente maior risco de desequilíbrio e queda (CROWE et al., 1996; DARGENT-MOLINA et al., 1996).

Duas destas variáveis relacionadas à marcha têm sido empregadas para caracterizar idosos mais propensos às quedas quando comparados aos jovens. A velocidade com

que o calcâneo toca o solo durante o início do ciclo da marcha (WINTER, 1991) e a redução da elevação da perna de balanço em relação ao solo (KERRIGAN et al., 2001) tem sido caracterizados como relevantes para as quedas. Maiores velocidades de contato do calcâneo com o solo aumentam o risco de escorregões, enquanto que pequenas alturas entre o pé e o solo aumentam o risco de tropeços (MILLS et al., 2001).

### 3.6 ANALISE ESTATÍSTICA

Os dados coletados durante a marcha nos planos inclinados e horizontal foram representados pelos valores médios e desvio padrão da amostra. Foram calculados os valores percentuais dos planos inclinados baixo e alto, em comparação ao plano horizontal. A comparação entre as variáveis obtidas nas diferentes inclinações foi realizada pelo Teste de Wilcoxon, considerando significante os valores de  $p < 0,05$ . Os resultados foram calculados no software para análise tridimensional do movimento (VICON MOTUS, 9.0®).

#### 4. RESULTADOS

A presente seção visa apresentar os resultados mais relevantes obtidos durante a marcha em terreno plano horizontal e planos inclinados. Classificaram-se como subida baixa ( $+6^{\circ}$ ) e alta ( $+10,5^{\circ}$ ); descida baixa ( $-6^{\circ}$ ) e alta ( $-10,5^{\circ}$ ) em relação ao plano horizontal. Inicialmente, os dados relativos às variáveis espaciais lineares que descrevem a interação dos participantes com o solo foram descritos. Em seguida, foram apresentadas as variáveis espaciais angulares da marcha nos diferentes planos.

A análise do comprimento do passo e da velocidade da marcha das idosas durante todas as condições experimentais em plano inclinado não demonstrou diferença estatística em relação ao plano horizontal. Os resultados da análise estatística nas quatro condições do plano inclinado em relação ao plano horizontal foram, respectivamente, inclinação de  $+6^{\circ}$  ( $p= 0,46$ ;  $p=0,75$ ),  $-6^{\circ}$  ( $p= 0,75$ ;  $p=0,46$ ),  $+10,5^{\circ}$  ( $p=0,75$ ;  $0,34$ ) e  $-10,5^{\circ}$  ( $p=0,17$ ;  $p=0,46$ ).

A subida em relação ao plano horizontal demonstrou aumento do comprimento do passo de 3,3% na subida baixa ( $p= 0,46$ ) e redução de 0,4% na subida alta ( $p=0,75$ ). Na avaliação do plano inclinado durante a descida, diminuiu 1,6% na descida baixa ( $p= 0,75$ ) e 10,6% na descida alta ( $p=0,17$ ), não apresentando variações significativas.

A velocidade da marcha no plano ( $0,99\text{m.s}^{-1}$ ) diminuiu 1% na subida baixa ( $p=0,75$ ) e 4% na alta ( $p=0,34$ ). Na descida baixa, a velocidade da marcha aumentou em 3% ( $p=0,46$ ) e na descida alta diminuiu em 6,1% em relação ao plano horizontal ( $p=0,46$ ), não apresentando variações significativas.

O comprimento da passada aumentou em 3,6% durante a subida baixa ( $p= 0,48$ ) e reduziu em 9,9% na descida alta ( $p= 0,11$ ). O comprimento da passada manteve-se inalterado na subida alta 0% ( $p=0,75$ ) e relativamente inalterado na descida baixa - 0,9% ( $p=0,75$ ) quando comparados ao plano horizontal, não apresentando variações significativas.

No plano horizontal, a cadênci a apresentou diminuição de 13,9% na subida de 6° (p=0,028) e aumento de 5,3% e 5,8%, respectivamente, na descida -6° e -10,5° (p=0,028). Por outro lado, não houve diferença na cadênci a na condiçõ a de 10,5° (3,1%; p=0,08).

A velocidade de contato do calcanhar no solo não apresentou diferenças significativas em todas as condições em relação ao plano horizontal. Entretanto, na descida alta houve tendênci a estatística com reduçõ a de 21,1% daquela observada no plano horizontal (p= 0,075).

A altura do pé indica a distância entre o metatarso e o solo e está associada a maior propensão a tropeçõ s durante a fase média do balanço. A altura do pé apresentou aumento de 62,32% durante a subida de +6° e de 3,8% em +10,5° em relação ao plano horizontal (p=0,028). A fase de descida baixa (-6°) foi semelhante ao plano horizontal (0%). Na descida alta (-10,5°), apesar do aumento de 84,7%, a altura de elevaçõ a do pé apresentou valores limítrofes de significânci a (p=0,07). Isso pode ter ocorrido em função da grande variabilidade dos dados. Nota-se que as maiores elevaçõ es da altura do pé ocorreram durante a subida de +6° e descida de -10,5°.

As variáveis espaciais lineares durante a locomoção no plano estão apresentadas na TABELA 2.

**TABELA 2 – CARACTERÍSTICAS ESPACIAIS LINEARES E TEMPORAIS (MÉDIA  $\pm$  DESVIO PADRÃO) EM PLANO HORIZONTAL (PLANO), SUBIDA (SUB +6° e +10,5°) E DESCIDA (DESC -6° e -10,5°) DO PLANO INCLINADO E VALORES PERCENTUAIS COM RELAÇÃO AO PLANO HORIZONTAL.**

	<b>PLANO</b>	<b>SUB +6°</b>	<b>%</b>	<b>SUB +10,5°</b>	<b>%</b>	<b>DESC -6°</b>	<b>%</b>	<b>DESC -10,5°</b>	<b>%</b>
Comprimento da passada (m)	<b>1,11± 0,04</b>	1,15±0,07	+3,6	1,11±0,04	0	1,10±0,07	-0,9	1,00±0,11	-9,9
Comprimento do passo (%)	<b>73,30±3,15</b>	75,74±5,07	+3,3	73,02±3,95	-0,4	72,15±4,78	-1,6	65,54±7,87	-10,6
Altura do pé (cm)	<b>1,05±0,33</b>	1,71±0,32*	+62,8	1,09±0,41*	3,8	1,05±0,59	0	1,94±1,16	+84,7
Velocidade da marcha (m.s <sup>-1</sup> )	<b>0,99±0,10</b>	0,98±0,04	-1,01	0,95±0,04	-4,04	1,02±0,10	+3,03	0,93±0,10	-6,06
Cadênci <sup>a</sup> a (passo.min <sup>-1</sup> )	<b>52,84±3,39</b>	45,48±16,18*	-13,92	51,18±2,11	-3,14	55,63±3,31*	+5,28	55,91±2,95*	+5,80
Velocidade de contato (m.s <sup>-1</sup> )	<b>0,71±0,21</b>	0,58±0,25	-18,30	0,70±0,33	-1,40	0,65±0,20	-8,45	0,56±0,17	-21,12

\* Diferença significante em relação ao plano horizontal  $p=0,028$ .

Os perfis dos deslocamentos angulares médios e do desvio padrão dos deslocamentos angulares das articulações do quadril, joelho e tornozelo durante o ciclo de marcha nas cinco condições avaliadas estão apresentados na tabela 3. De maneira geral, observa-se maior flexão do quadril conforme aumento da angulação da subida em 6° e 10,5° ( $p=0,028$ ) e redução em -6° e -10,5° ( $p=0,028$ ) em relação ao plano horizontal. O deslocamento angular do quadril durante a flexão e a extensão na condição plana apresentou valores intermediários em relação às demais condições (42,7±3,2).

TABELA 3 – CARACTERÍSTICAS ANGULARES (MÉDIA  $\pm$  DESVIO PADRÃO) EM PLANO HORIZONTAL (PLANO), SUBIDA (SUB  $+6^\circ$  e  $+10,5^\circ$ ) E DESCIDA (DESC  $-6^\circ$  e  $-10,5^\circ$ ) DO PLANO INCLINADO.

	PLANO	SUB $+6^\circ$	SUB $+10,5^\circ$	DESC $-6^\circ$	DESC $-10,5^\circ$
<b>ADM Quadril</b>	<b>42,70<math>\pm</math>3,19</b>	<b>53,44<math>\pm</math>3,89*</b>	<b>59,27<math>\pm</math>4,07*</b>	<b>37,15<math>\pm</math>2,67*</b>	<b>28,84<math>\pm</math>3,35*</b>
Máxima Flexão	31,68 $\pm$ 3,50	48,49 $\pm$ 6,29	59,10 $\pm$ 1,81	29,57 $\pm$ 6,22	26,70 $\pm$ 2,89
Máxima Extensão	-11,02 $\pm$ 4,85	-4,94 $\pm$ 2,86	-0,87 $\pm$ 3,92	-7,59 $\pm$ 6,77	-2,14 $\pm$ 4,21
<b>ADM Joelho</b>	<b>52,80<math>\pm</math>4,70</b>	<b>51,04<math>\pm</math>2,73</b>	<b>43,66<math>\pm</math>12,39**</b>	<b>63,14<math>\pm</math>7,27*</b>	<b>65,25<math>\pm</math>4,88*</b>
Máxima Flexão 1	14,05 $\pm$ 7,72	24,70 $\pm$ 9,53	29,31 $\pm$ 12,21	19,37 $\pm$ 9,60	24,16 $\pm$ 7,51
Máxima Flexão 2	54,00 $\pm$ 9,72	53,90 $\pm$ 7,22	45,86 $\pm$ 19,73	62,77 $\pm$ 7,92	66,38 $\pm$ 5,46
Máxima Extensão	1,27 $\pm$ 7,44	2,86 $\pm$ 6,42	2,20 $\pm$ 8,81	0,36 $\pm$ 14,23	1,13 $\pm$ 9,04
<b>ADM Tornozelo</b>	<b>29,35<math>\pm</math>3,80</b>	<b>32,30<math>\pm</math>2,10**</b>	<b>37,39<math>\pm</math>7,06*</b>	<b>27,08<math>\pm</math>4,86</b>	<b>32,68<math>\pm</math>6,84</b>
Máxima Flexão	18,70 $\pm$ 8,91	18,25 $\pm$ 6,55	20,48 $\pm$ 8,73	12,65 $\pm$ 5,60	14,25 $\pm$ 6,38
Máxima Extensão	-10,66 $\pm$ 6,06	-14,05 $\pm$ 5,64	-16,91 $\pm$ 4,86	-14,36 $\pm$ 6,66	-14,83 $\pm$ 6,41

ADM: Amplitude de Movimento; Valores Média $\pm$ DP.

\* Diferença significante em relação ao plano horizontal  $p=0,028$ .

\*\* Diferença significante em relação ao plano horizontal  $p=0,047$ .

Na subida, a flexão do quadril apresentou um aumento de 25,1% na condição de subida baixa e de 38,8% na subida alta ( $p=0,028$ ). Enquanto que na descida apresentou diminuição de 13% em  $-6^\circ$  e 33,6% em  $-10,5^\circ$  ( $p=0,028$ ). Os graus da amplitude de movimento do quadril estão diretamente relacionados com a angulação do terreno e o sentido do movimento. Os dados indicam que quanto mais acentuada a descida menor será o ângulo, sendo o contrário verdadeiro, ou seja, quanto mais acentuada a subida maior será o ângulo de flexão do quadril.

O deslocamento angular da articulação do quadril em relação à inclinação do plano é apresentado na figura 4.

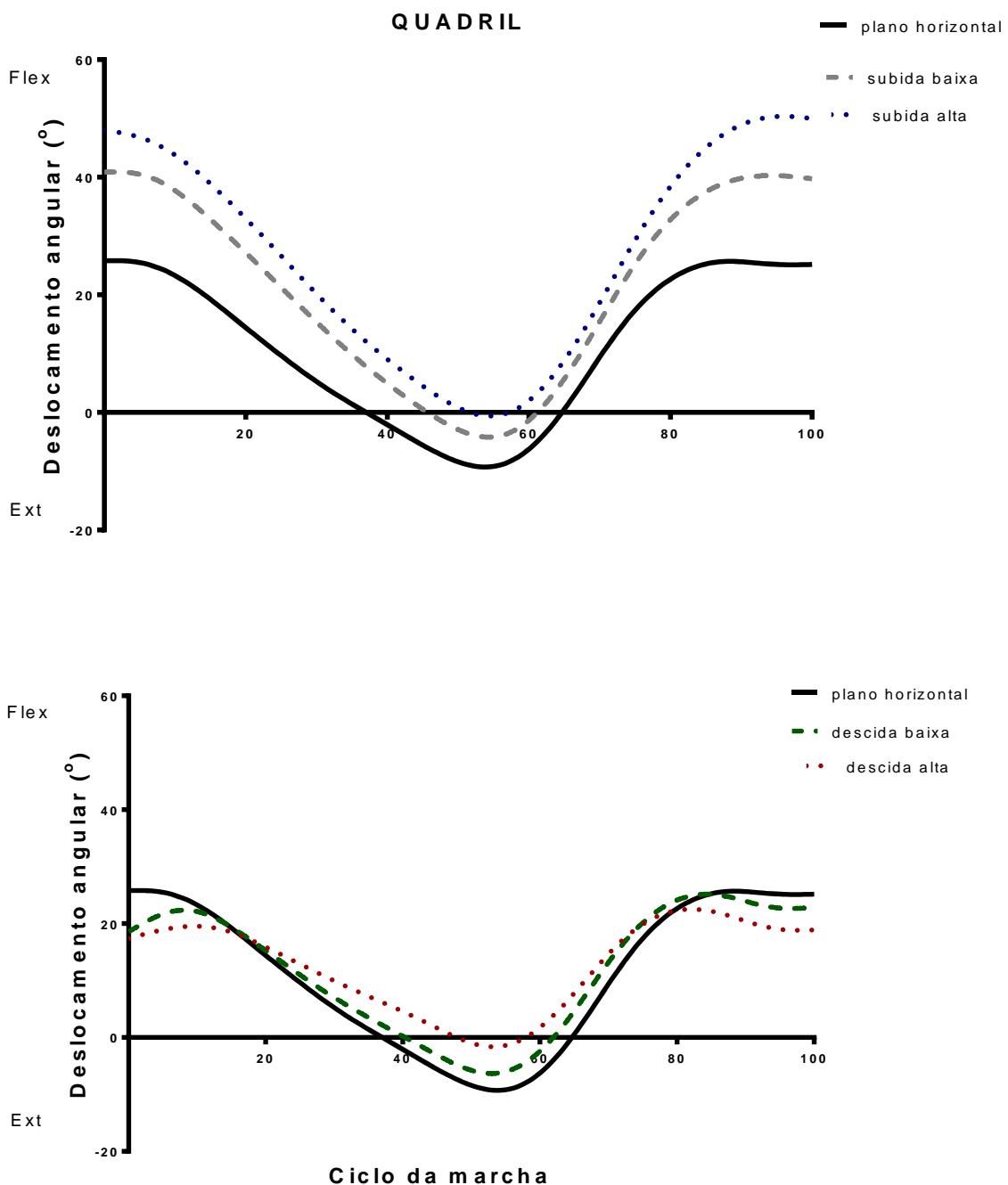


Figura 4 - Deslocamento angular do quadril, nas condições de plano horizontal (plano), subida ( $+6^\circ$  e  $+10,5^\circ$ ). E plano horizontal e descida ( $-6^\circ$  e  $-10,5^\circ$ ) do plano inclinado.

Diferentemente do quadril, a ADM do joelho não se modificou na inclinação de  $6^\circ$  e diminuiu significativamente em  $10,5^\circ$  ( $p=0,028$ ), apresentando aumento nas descidas de  $-6^\circ$  ( $p=0,046$ ) e  $-10,5^\circ$  ( $p=0,028$ ), em relação a marcha no plano horizontal. Em

adição, maior foi a extensão do joelho na subida quando comparada à descida, aproximando-se da condição de marcha no plano horizontal. A flexão do joelho na fase de oscilação foi 15% menor na subida de  $+10,5^\circ$ . Por outro lado, maiores oscilações ocorreram durante a descida.

A máxima flexão do joelho aumentou na fase de apoio e demonstrou pouca alteração na fase de balanço. A máxima extensão do joelho apresentou pouca alteração nas duas condições de descida com valores maiores que durante a marcha em plano horizontal.

Os dados sugerem associação entre a inclinação do plano e o ângulo de flexão do joelho de forma que quanto mais íngreme a subida maior a flexão do joelho a fim de posicionar o pé com o plano inclinado. A Figura 5 apresenta o deslocamento angular da articulação do joelho em relação à inclinação do plano.

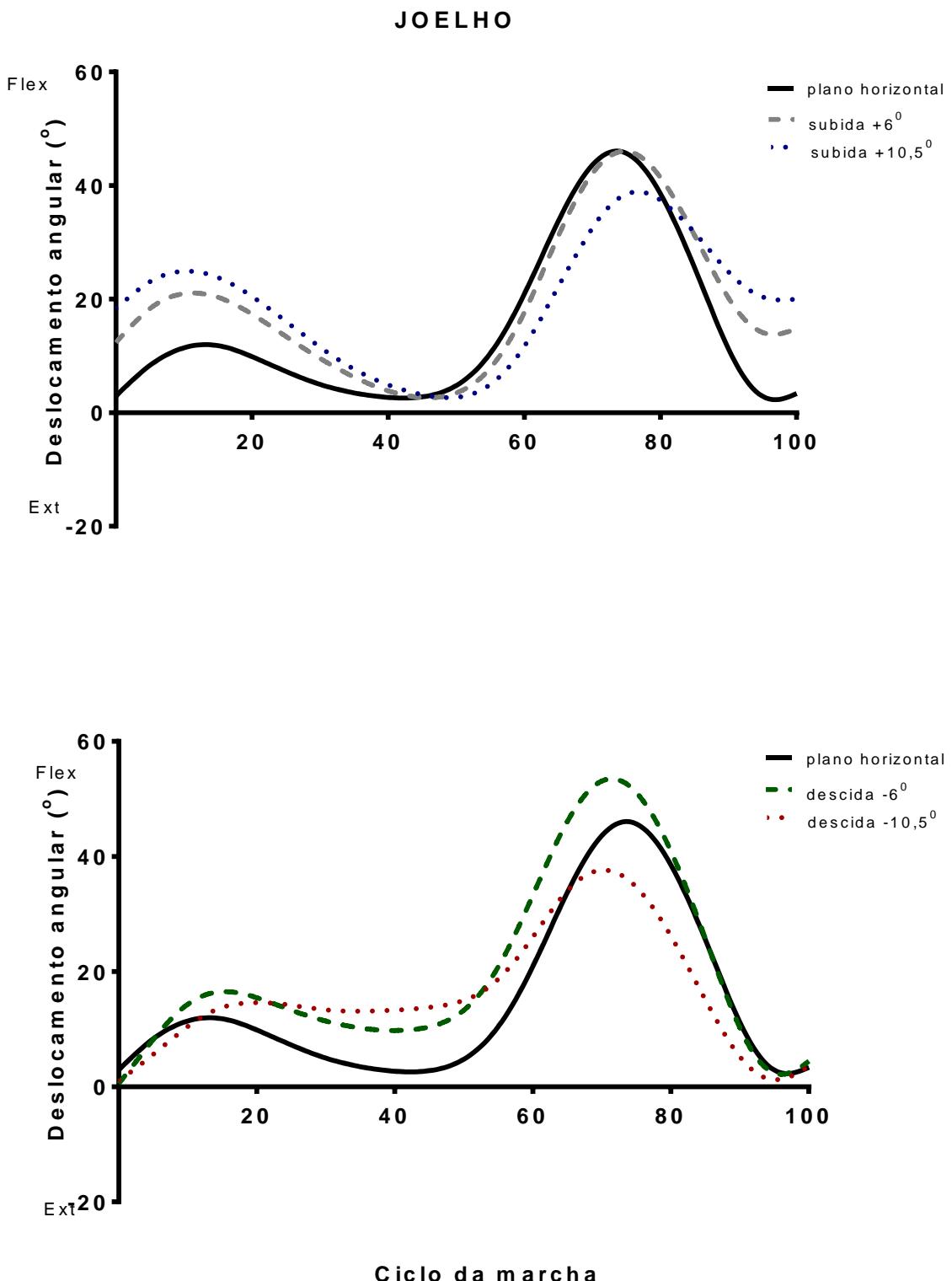


Figura 5 - Deslocamento angular do joelho, nas condições de plano horizontal (plano), subida ( $+6^\circ$  e  $+10,5^\circ$ ). E plano horizontal e descida ( $-6^\circ$  e  $-10,5^\circ$ ) do plano inclinado.

O tornozelo apresentou flexão dorsal mais pronunciada durante a fase de contato do calcanhar quando a inclinação do plano foi acentuada. Na subida houve aumento significante na ADM do tornozelo, tanto para 6° (p= 0,046) como para 10,5° (p=0,028) em relação ao plano horizontal.

Na descida, quanto mais acentuado o ângulo do plano, menos flexão dorsal foi observada ao redor do tornozelo. Entretanto, na comparação com os valores obtidos no plano horizontal, não houve diferenças significativas na ADM do tornozelo nas condições de descida -6° e -10,5°.

As descidas foram caracterizadas por menores extensões da articulação do tornozelo na fase de balanço. Na subida, as maiores alterações ocorreram na fase de apoio, enquanto que as mudanças mais pronunciadas na descida ocorreram na retirada do pé do solo e na fase de balanço. O deslocamento angular da articulação do tornozelo em relação à inclinação do plano é apresentado na figura 6.

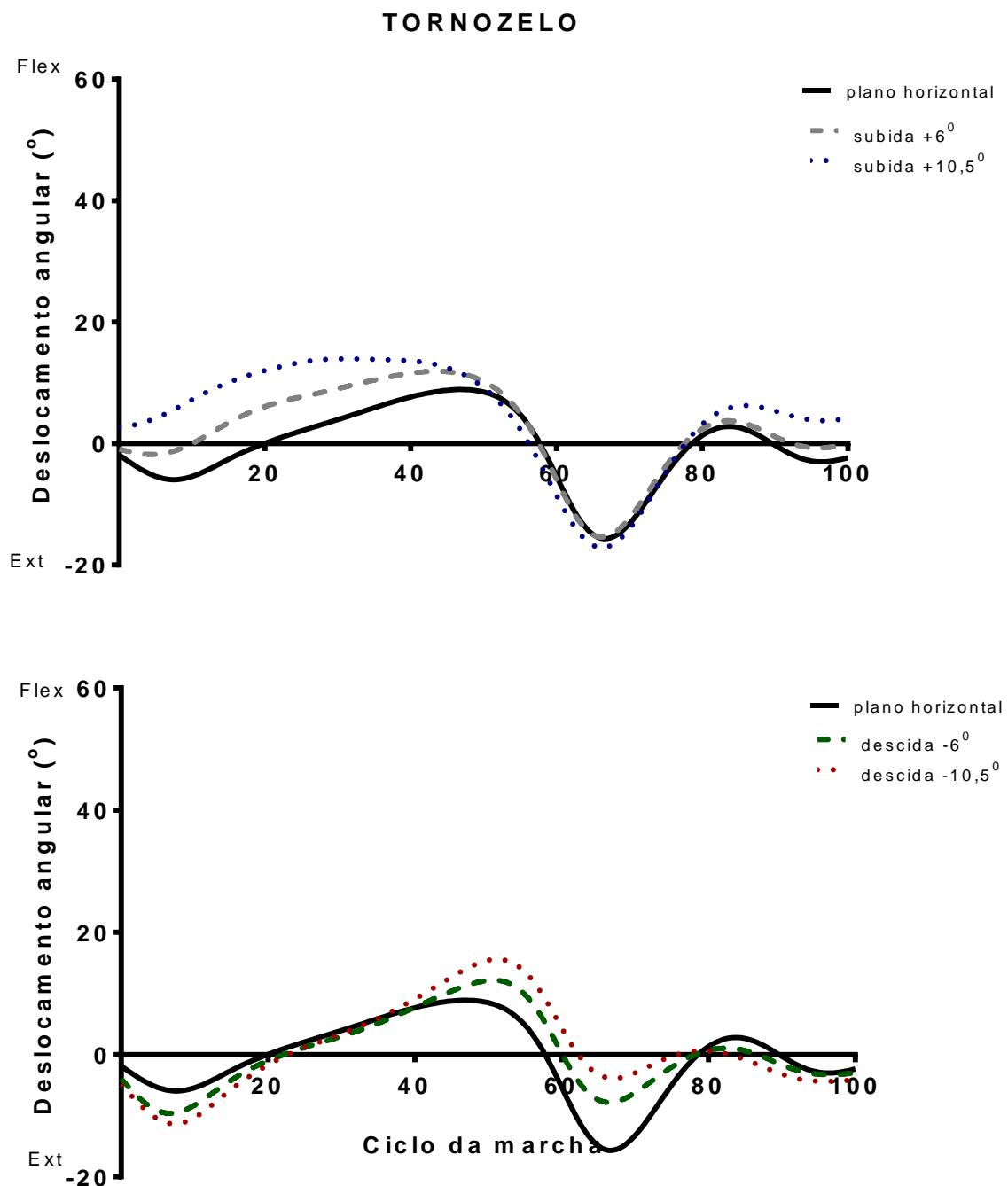


Figura 6 - Deslocamento angular do tornozelo, nas condições de plano horizontal (plano), subida (sub  $+6^{\circ}$  e  $+10,5^{\circ}$ ). E plano horizontal e descida (desc  $-6^{\circ}$  e  $-10,5^{\circ}$ ) do plano inclinado.

## 5. DISCUSSÃO

Este estudo avaliou as características dinâmicas espaciais e temporais da marcha em plano horizontal e inclinados em idosas ativas.

A cadência, comprimento da passada e velocidade diminuíram em resposta a maior inclinação do plano e foram similares a aqueles reportados em estudos realizados com jovens (MCINTOSH et al., 2006) e em idosos ativos (LEROUX et al., 2002; NOBLE et al., 2008; PRENTICE et al., 2004). Entretanto, os valores absolutos do presente estudo foram menores do que os relatados em indivíduos jovens e semelhantes aos idosos quando a marcha foi efetuada em terreno plano.

A cadência no plano inclinado sofreu as mesmas influências relatadas em estudos realizados com sujeitos jovens em rampa (MCINTOSH et al., 2006; KAWAMURA et al., 1991). Reduções na cadência têm sido reportadas na descida em jovens e idosos, o que indica que a capacidade de executar passos parece independente da idade (ROSE AND GAMBLE, 2006; REDFERN et. al., 1997). A resposta similar encontrada nas idosas deste estudo pode ter sido fortemente influenciada pelo nível de atividade física das participantes, favorecendo o desempenho da locomoção. Durante a descida dos planos inclinados ocorreu incremento da cadência em comparação ao plano horizontal em ambas as inclinações, que pode ser explicado pela tendência natural das forças gravitacionais que tendem a acelerar os movimentos descendentes, exigindo pequena elevação no número de ciclos (KAWAMURA et al., 1991; PRENTICE et al., 2004; MCINTOSH et al., 2006).

Estes resultados aproximam-se dos indicados por Prentice et al. (2004) que apontam estabilização da cadência a partir de 5° de inclinação do plano. Por outro lado, durante a fase de subida da rampa nos planos inclinados (+6° e +10,5°) a cadência reduziu em -13,9% e -3,1%, respectivamente. Provavelmente, a redução das capacidades físicas que acompanham o envelhecimento (especialmente na capacidade de gerar força) pode explicar em parte tais decréscimos na cadência na subida de planos inclinados, pois a demanda energética e metabólica é superior àquela encontrada no plano e na descida.

A pequena diferença encontrada na cadência durante a descida entre os planos inclinados em  $-6^\circ$  (+5,28%) e  $-10,5^\circ$  (+5,80%) sugere que foi pouco influenciada pela inclinação dos planos empregados.

O comprimento do passo, cadência e velocidade são importantes parâmetros temporais que possuem interrelações relevantes para a marcha (PERSCH et al., 2009). Como o aumento da inclinação, a descida da rampa foi caracterizada por diminuição no comprimento do passo, enquanto que a subida da rampa foi caracterizada por diminuição da cadência.

A velocidade de deslocamento depende diretamente da cadência e do comprimento da passada. Assim, as mudanças na velocidade podem ter sido causadas pela mudança nesses parâmetros. Velocidade é diretamente influenciada pelo comprimento da passada e a cadência e sua resultante é a taxa de deslocamento linear ao longo da direção da progressão. Como a velocidade afeta muitos parâmetros da marcha sua descrição geralmente pressupõe uma velocidade confortável auto-selecionada (AYYAPPA, 1997). No plano horizontal, a velocidade de deslocamento ( $0,99 \pm 0,10$  m.s<sup>-1</sup>) foi ligeiramente menor do que os reportados em outros estudos que analisaram a marcha (KERRIGAN et al., 2001; PRINCE et al., 1997).

As fases de subida dos planos inclinados ( $+6^\circ$  e  $+10,5^\circ$ ) apresentaram diminuição da velocidade influenciada pelo grau de inclinação da rampa. Provavelmente, isso se deve pela dificuldade de projetar o centro de gravidade a frente nos planos de maior inclinação indo contra a força de gravidade, além da exigência de maior flexão do quadril, joelho e dorsiflexão do tornozelo durante a fase de balanço. Isso exige um comprimento do passo maior, porém com uma cadência menor para manter o equilíbrio, resultando na diminuição da velocidade durante a subida.

Na condição de descida de maior inclinação ( $-10,5^\circ$ ) apresentou a maior redução de velocidade de deslocamento quando comparada ao plano horizontal e menor quando comparadas as condições de subidas ( $+6^\circ$  e  $+10,5^\circ$ ). No entanto, houve discreto aumento na velocidade durante a descida baixa ( $-6^\circ$ ). Tais diferenças na velocidade poderiam ter sido causadas pelas variações nas características individuais dos sujeitos,

como estatura, massa corporal e tamanho dos membros, ou ainda por variações no espaço de aceleração na área de coleta de dados. As variações antropométricas dos participantes são pequenas, por se tratar de grupo homogêneo (tabela 1).

Considerando a magnitude dessas variações observa-se que a velocidade é próxima dos referenciais de normalidade reportados na literatura (PRINCE et al., 1997). A maior redução na velocidade durante a descida de maior inclinação (-10,5°) sugere padrão da marcha consciente e cauteloso para a execução da tarefa de transpor o plano inclinado, uma vez que em velocidades menores possibilitam melhor estabilidade e segurança, minimizando o risco de quedas (HYLTON et al., 2003). Estudos têm demonstrado que redução na velocidade de deslocamento é indicador associado ao risco de queda (ROSE AND GAMBLE 2006; PERRY, 1992; KERRIGAN et al., 2001; HYLTON et al., 2003; KEMOUN et. al., 2002). Por outro lado, a descida de -6° houve aumento da velocidade de +3,0%.

Além dos fatores físicos como a altura de elevação do pé e a velocidade de contato do calcâneo com o solo, o medo de cair tem sido descrito como fator associado à incidência de quedas por desencorajar a atividade física ou recreativa dos idosos e alterar as características da marcha (BRUCE et al., 2002). Durante a descida de -6° a altura do pé permaneceu a mesma que em terreno plano e durante a descida de -10,5° apresentou o maior valor das outras condições (+84,7%). Talvez isso possa explicar porque numa descida de -6° ocorre aumento na velocidade de +3%, enquanto na descida de maior inclinação (-10,5%) houve tendência de reduzir a velocidade de deslocamento. Isso parece mais associado a questões perceptivas para maior ou menor risco de queda.

O aumento da velocidade demonstrada durante a descida de menor inclinação (-6°) sugere que os idosos foram capazes de executar a tarefa com relativa segurança, ou no mínimo, com percepção de risco reduzido. A ponto de ser uma inclinação que permite se beneficiar do deslocamento anterior do centro de gravidade e permitir o aumento da velocidade quando comparada ao plano. Esta tendência não está presente e é inversa quando o grau de inclinação é aumentado para -10,5°.

O aumento da velocidade na descida de superfícies menos inclinadas pode ser explicado pela maior segurança e pela menor demanda física imposta em planos de pequena inclinação. Provavelmente, as forças gravitacionais auxiliam no deslocamento para baixo do centro de massa. Além disso, a altura do metatarso em relação à superfície é maior do que aquela encontrada na marcha no plano em função da inclinação da rampa. Todavia, em planos mais inclinados, existe a demanda de controlar os movimentos corporais de forma a permitir que o equilíbrio seja mantido e a estabilidade seja garantida (BOGERT et al., 2002), o que não permite aumentos na velocidade de deslocamento durante a descida como inclinação de  $-10,5^\circ$  como a que ocorreu com inclinação de  $-6^\circ$ . Isso pode explicar a diferença de 8,2% entre as velocidades de deslocamento. Os resultados diferem daqueles encontrados em estudos que analisaram tarefas similares envolvendo jovens (MCINTOSH et al., 2006) e de jovens comparados com idosos (KHANDOKER et al., 2010). Esses estudos demonstraram que a velocidade do passo diminuiu nos idosos durante a descida realizada em esteira com inclinação de  $3^\circ$ , enquanto que a distância do passo aumentou tanto nos idoso quanto nos jovens durante a subida.

Neste estudo, não houve aumento do comprimento da passada e nem do passo durante a subida de  $+10,5^\circ$ , somente durante a subida de  $+6^\circ$  apresentou aumento do comprimento da passada e do passo. Durante a subida de maior inclinação o tronco não pode ser projetado a frente da mesma forma que em menor inclinação, a fim de deslocar o centro de massa a favor do sentido da marcha, compensando a força gravitacional contrária ao deslocamento ascendente, exigindo uma passada e um passo menor para manter a estabilidade.

Houve redução na velocidade de contato do pé ao solo em todas as condições quando comparadas ao plano horizontal. Nas condições de subida de  $+6^\circ$  e  $+10,5^\circ$  houve diminuição de -18,3% e -1,4% e nas condições de descida de  $-6^\circ$  e  $-10,5^\circ$ , diminuição de -8,45% e -21,1%. A menor velocidade de contato do pé e o menor comprimento da passada ocorreram durante a fase de descida de maior inclinação ( $-10,5^\circ$ ) resultando na menor velocidade encontrada durante a marcha em terrenos inclinados.

Alguns estudos têm demonstrado que mesmo idosos sem histórico possuem risco mais elevado para quedas quando o medo de quedas está presente (FRIEDMAN et al., 2002). Assim, as alterações na velocidade podem não ser consequência exclusiva de limitações físicas, mas também perceptivas. No presente estudo, as alterações observadas não podem ser atribuídas às questões físicas, visto que se trata de uma amostra fisicamente ativa e sem limitações articulares importantes, especialmente ao redor da articulação do quadril. Infelizmente, dados perceptivos associados ao risco de quedas não foram analisados, mas devem ser objeto de análise em futuros estudos que envolvam idosos.

No plano inclinado, os idosos têm mais dificuldade em manter a mesma velocidade desenvolvida durante a marcha no plano horizontal, o que não ocorre em indivíduos jovens. Essa diferença pode ser resultado da perda gradativa das capacidades físicas (ex.: força e flexibilidade) que ocorrem em razão de processos naturais de degeneração associados ao envelhecimento (PRINCE, 1997). Recuperação do equilíbrio após um tropeço é mais lenta no idoso devido a combinação de fatores musculares, como força e neurais que tornam a reação menos eficaz para impedir a queda (DIEËN et al., 2005). Neste estudo, os idosos eram fisicamente ativos e sem histórico de quedas recente, provavelmente sugerindo a utilização da estratégia de diminuição da velocidade durante a descida para minimizar o risco de tropeço. Estudos apontam que a prática regular de atividade física proporciona benefícios físicos e a redução do risco de quedas (BENTO et al., 2010) e alteram os resultados das variáveis da marcha como o comprimento do passo e velocidade tornando-os semelhantes aos relatados encontrados em adultos jovens e saudáveis (CRISTOPOLISKI et al., 2009). A similaridade dos resultados encontrada neste estudo quanto à cadência, comprimento da passada e velocidade pode ter sido fortemente influenciada pelo nível de atividade física apresentada, favorecendo positivamente no desempenho durante a locomoção.

A diminuição da velocidade pode estar relacionada não só a uma marcha cautelosa, mas a diminuição da amplitude de extensão do quadril característica na marcha do idoso, que contribui no aumento do risco de quedas visto que a diminuição na altura de elevação da perna durante a fase de balanço aumenta o risco de tropeços (KERRIGAN

et.al., 2003) e induz a diminuição do comprimento do passo resultando em menor velocidade do deslocamento.

O comprimento da passada é o segundo parâmetro que influencia a velocidade de deslocamento. O comprimento da passada no plano horizontal foi similar aos reportados em outros estudos (SOUZA, 2006). Neste estudo identifica-se tendência de redução das amplitudes de deslocamento linear como forma de controlar (reduzir) a velocidade de deslocamento no declive a fim de aumentar a estabilidade de realização da tarefa e diminuir o risco de acidentes. Portanto, considerando que a velocidade de deslocamento é bom indicador do risco de quedas, a estratégia de reduzir o comprimento da passada (como forma de controlar a velocidade) na fase descida pode indicar maior cautela dos idosos ao risco de queda percebido em função da maior inclinação da rampa.

Pode-se especular que na fase de descida nos planos mais inclinados, existe a necessidade de se posicionar o membro inferior em fase de balanceio mais à frente, em resposta a ação da gravidade que auxilia no deslocamento, o que demanda maior amplitude de movimento ao redor do quadril e da pelve para que o pé seja posicionado no solo de forma segura.

A gradativa redução da capacidade de geração de força (PRINCE, 1997) e a reduzida mobilidade articular (KERRIGAN et al., 2003; KERRIGAN et al., 2001; KERRIGAN et al., 1998) são alterações freqüentes em idosos e possuem importante impacto sobre a marcha (BARAK et al., 2006). A redução na amplitude de movimento do quadril que é característica nos idosos (KERRIGAN et al., 2001; IVANENKO et al., 2007) tem sido demonstrada como relacionada à maior incidência de quedas entre idosos (BARAK et al., 2006). Assim, a demanda encontrada na fase de descida requer adaptações na organização dos segmentos corporais que permitam acomodar as limitações físicas impostas pelo envelhecimento a fim de reduzir o risco de quedas.

Uma forma compensatória para aumentar a estabilidade na fase de descida pode estar associada ao segmento do tronco. De fato, o tronco permaneceu inclinado à frente durante a subida no plano mais inclinado (+10,5°) e inclinado para trás na fase de

descida. O deslocamento do centro de massa para frente também pode ser interpretado como estratégia utilizada para minimizar o gasto energético da marcha (ROSE AND GAMBLE, 2006). A utilização de uma postura mais posteriorizada (estendida) do tronco na fase de descida visa manter o centro de massa próximo à base de apoio para aumentar o equilíbrio e estabilidade corporal. Nota-se que esse efeito somente foi encontrado na condição de descida alta e revela uma estratégia importante em planos inclinados. Isso indica que inclinações mais baixas demandam menores alterações, que se assemelham aquelas vistas no plano e possuem menor risco de quedas quando comparada à superfícies mais inclinadas.

Para a subida de planos inclinados é necessário maior flexão do quadril enquanto que na descida isso não ocorre. O controle muscular dos flexores do quadril é necessário para o membro inferior durante a fase de oscilação em plano inclinado elevando adequadamente o pé ao nível inclinado da rampa para preparar o contato do pé diminuindo o risco de tropeço. Quando comparado ao plano observou-se aumento na angulação da flexão do quadril conforme o aumento da angulação da subida de  $+6^\circ$  (53,0%) e  $+10,5^\circ$  (86,5%) em resposta ao aumento da inclinação.

Comportamento similar ocorreu com a diminuição da máxima flexão do quadril na descida, reduzindo 6,6% durante a descida baixa ( $-6^\circ$ ) e 15,7% na alta ( $-10,5^\circ$ ). Da mesma forma, apresentou menor extensão do quadril nos planos inclinados, demonstrando desvio padrão muito pequeno semelhante à literatura (KERRIGAN et al., 2001), que em função da inclinação do plano, solicitou maiores ajustes em inclinações mais pronunciadas. A menor flexão do quadril resulta em menor comprimento do passo e para manter a velocidade apresenta maior cadência. Nesta condição, o joelho é sobre carregado durante a fase de apoio exigindo maior flexão (PRENTICE et al., 2004) causando esforço articular significativo durante este momento. O joelho apresentou diminuição do deslocamento angular em flexão conforme a angulação da rampa e aumentou durante a descida.

Com relação a máxima flexão do joelho ocorreu aumento na fase de apoio e pouca alteração na fase de balanço. Neste estudo o joelho apresentou diminuição do deslocamento angular em flexão em resposta às alterações da inclinação da rampa. Foram observados aumentos durante a descida de  $-6^\circ$  e  $-10,5^\circ$  quando comparada ao plano (33,5% e 38,0% respectivamente). A máxima flexão do joelho aumentou na fase de apoio e demonstrando pouca alteração na fase de balanço durante a descida de  $-10,5^\circ$ . Somente na descida de  $-6^\circ$  apresentou aumento (16,2%).

Estes resultados foram diferentes do que foi descrito por Prentice et al. (2004), em que houve aumento da máxima extensão do joelho conforme a maior angulação de descida da rampa, para permitir que o calcanhar tocasse no solo.

Ao contrário de outros estudos (HANSEN et. al., 2004; McINTOSH et. al., 2006), o tornozelo não experimentou alterações cinemáticas do movimento muito expressivas e apresentou a maior dorsiflexão durante a subida. Houve diminuição (2,4%) da dorsiflexão do tornozelo durante a subida de  $+6^\circ$  e somente durante a subida de  $+10,5^\circ$  houve aumento (9,5%). A flexão plantar apresentou aumento quando comparada ao plano em todas as condições. Os resultados foram similares nas condições de subida  $+6^\circ$  (31,8%) e na descida de  $-6^\circ$  e  $-10,5^\circ$  (34,7% e 39,1%, respectivamente). No entanto, na subida de  $+10,5^\circ$  houve o maior aumento (58,6%). A redução da amplitude de movimento do tornozelo durante a fase de balanço é preditivo de queda (KEMOUN et. al., 2002). A redução na dorsiflexão do tornozelo durante a subida de  $+6^\circ$  e durante as descidas de  $-6^\circ$  e  $-10,5^\circ$  mostram maior risco de queda durante a execução desta tarefa. O aumento da dorsiflexão somente ocorreu durante a subida de  $+10,5^\circ$  demonstrando a necessidade de adaptação do padrão da marcha diferente das demais condições e indica maior grau de dificuldade para a execução desta tarefa e maior risco de tropeço.

## 6 CONCLUSÕES

Este estudo teve por objetivo avaliar os efeitos de diferentes inclinações do terreno sobre variáveis cinemáticas da marcha de mulheres idosas, investigando a inclinação máxima de 6° equivalente a 10,5% proposta pela NBR 9050 e outra arbitrária de 10,5°. Os resultados mostraram estratégias diferentes entre as condições de marcha de idosas em planos de 6° e 10,5° de inclinação ascendentes e descendentes quando comparados ao plano horizontal. Inclinações de 6° não causaram modificações significativas sobre o comprimento da passada e do passo, velocidade da marcha e de contato do pé no solo em comparação ao plano horizontal. Na subida de +6° houve aumento significante na altura do pé, redução da cadência e aumento da ADM do quadril e tornozelo. Na descida de -6° apresentou aumento da cadência, diminuição da ADM do quadril e aumento da ADM do joelho. A subida e descida na condição inclinada em 6° foi transposta com relativa facilidade pelas idosas.

Na subida e descida de 10,5°, as idosas apresentaram maior altura do pé durante a marcha, sendo que na descida tiveram aumento significativo na cadência em relação ao plano horizontal. As características angulares na subida de 10,5° demonstraram aumento significativo na ADM de quadril e tornozelo, bem como redução na ADM do joelho em comparação ao plano horizontal. Na descida de 10,5° houve redução significativa na ADM do quadril e aumento na do joelho, essas modificações no ângulo de flexão do quadril e do joelho estão relacionadas ao posicionamento do pé com o plano inclinado. Em adição, maior foi a extensão do joelho na subida quando comparada à descida, aproximando-se da condição de marcha no plano horizontal, o tornozelo apresentou a maior dorsiflexão nesta condição, não apresentando alterações cinemáticas do movimento muito expressivas nas outras condições. A flexão plantar também apresentou aumento em todas as condições quando comparada ao plano, sendo em maior grau nesta condição. A cadência e o comprimento do passo reduziram nesta condição, enquanto o comprimento da passada teve o mesmo valor do plano horizontal.

A descida de  $-10,5^{\circ}$  apresentou menor ângulo de extensão do quadril e redução do comprimento da passada em relação ao plano horizontal. A cadência teve aumento e o comprimento do passo e comprimento da passada tiveram redução quando comparada ao plano horizontal. Apresentou o maior aumento da elevação da altura do pé e a menor velocidade nesta condição.

O aumento da dorsiflexão ocorreu durante as subidas de  $+6^{\circ}$  e  $+10,5^{\circ}$  demonstrando a necessidade de adaptação do padrão da marcha diferente das demais condições e indica maior grau de dificuldade para a execução desta tarefa. Na condição de descida de  $-10,5^{\circ}$  foi evidenciada a necessidade de adaptações expressivas para o controle da marcha como menor velocidade de contato do calcanhar e comprimento da passada e resultaram na menor velocidade de deslocamento e do equilíbrio, em que há nesta condição o maior risco de tropeços. As inclinações mais acentuadas oferecem maior risco a população idosa ativa analisada e provavelmente, ainda maior aquelas que são menos ativas como os idosos institucionalizados ou os que apresentam patologias associadas ao envelhecimento.

As participantes deste estudo, consideradas como idosas saudáveis foram capazes de se deslocar em rampas nas inclinações preconizadas pela NBR 9050. Evitar angulações maiores a ser transpostas durante a marcha em qualquer construção, como a máxima analisada neste estudo, oportuniza que esta população realize sua tarefa da maneira mais segura e reduza o risco de quedas. Entretanto, como há aumento do número de idosos que necessitam de acessibilidade aos diferentes tipos de construções existentes no meio urbano e o processo de envelhecimento altera os aspectos motores e neurológicos, torna-se importante também avaliar as inclinações de rampa considerando esta faixa etária e problemas associados ao envelhecimento.

Outros estudos são necessários para testar parâmetros cinéticos e de ativação muscular durante o deslocamento em rampas de diferentes magnitudes em idosos e jovens, para analisar os mecanismos de ajustes internos que ocorrem durante a marcha e determinar qual angulação máxima que não representa risco de queda significante.

## REFERÊNCIAS

- AAGAARD, P., MAGNUSSON P., LARSSON B., KJFER M., KRISTRUP P., Mechanical Muscle Function, Morphology, and Fiber Type in Lifelong Trained Elderly. **Official Journal of the American College of Sports Medicine**, 2007.
- AKIMA, H., Y. KANO, Y. ENOMOTO, M. ISHIZU, M. OKADA, Y. OISHI, S. KATSUTA, and S-Y. KUNO., Muscle function in 164 men and women aged 20-84 yr. **Medicine and Science in sports and exercise**, v. 33, n. 2, p. 220-226, 2001.
- ALLSOPP R. C, VAZIRI H., PATTERSON C., GOLDSTEIN S., YOUNGLAI E. V., FUTCHER A. B., GREIDERT C. W., HARLEY C. B., Telomere length predicts replicative capacity of human fibroblasts. **Proceeding of the National Academy Sciences of the United States of America** v. 89, p. 10114-10118, 1992.
- AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE (ACSM). Resource Manual For Guidelines For Exercise Testing And Prescription. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2006.
- AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE (ACSM). Position Statement: progressive models in resistance training for healthy adults. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v.34, p. 364-80, 2006.
- AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE (ACSM). Guidelines For Exercise Testing And Prescription. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 7<sup>a</sup> ed, 2006.
- AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE (ACSM). Resource manual for Guidelines for Exercise Testing and Prescription. Philadelphia: LippincottWilliams & Wilkins, 6<sup>a</sup> ed, 2010.
- AMERICAN GERIATRICS SOCIETY, BRITISH GERIATRIC SOCIETY, AND AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPEDIC SURGEONS PANEL ON FALL PREVENTION, Guideline for the prevention of fall in older person. **Journal of the American Geriatrics Society** 49: 664-672, 2001).
- AVERSI-FERREIRA, T. A., RODRIGUES H. G., PAIVA L. R., Efeitos do envelhecimento sobre o encéfalo RBCDH, Passo Fundo, v. 5, n. 2, p. 46-64, jul./dez. 2008.
- AYYAPPA, Ed Normal Human Locomotion, Part 1: Basic Concepts and Terminology. **Journal of Prosthetics and Orthotics**, v. 9, n. 1, p. 10-17, 1997.
- BARAK, Y.; WAGENNAR, R.C.; KENNETH, G.H., Gait characteristics of elderly

people with a history of falls: A dynamic approach. **Physical Therapy**, v. 86, n.11, p. 1501-1510, 2006.

BARELA A. M. F., STOLF S. F., DUARTE M., Biomechanical characteristics of adults walking in shallow water and on land, **Journal of Electromyography and Kinesiology**, 2005.

BARKER A. L, NITZ J.C., CHOY N. L. L., HAINES T., Measuring Fall Risk and Predicting Who Will Fall: Clinimetric Properties of Four Fall Risk Assessment Tools for Residential Aged Care, **Journal of Gerontology: MEDICAL SCIENCES**, v.10.1093, p. 041, 2009.

BECK A. P., ANTES D. L., MEURER S. T., BENEDETTI T. R. B., LOPES M. A., Fatores associados às quedas entre idosos praticantes de atividades físicas, **Texto e Contexto Enfermagem**, v. 20(2), p. 280-286, 2011.

BENEDETTI T. R. B., ANTUNES P. C., RODRIGUEZ-AÑEZ C. R., MAZOIV G. Z., PETROSKI É. L., Reprodutibilidade e validade do Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ) em homens idosos. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v.13 n.1 , 2007.

BENTO P. C. B., RODACKI A. L. F., HOMANN D., LEITE N., Exercícios físicos e redução de quedas em idosos: uma revisão sistemática. **Revista Brasileira de Cineantropometria Desempenho Humano**, v. 12, n. 6, p.471-479, 2010.

BOGERT A.J. van den, PAVOL M.J., GRABINER M.D., Response time is more important than walking speed for the ability of older adults to avoid a fall after a trip. **Journal of Biomechanics**, v.35, p. 199–205, 2002.

BRITO, R. N; ROESLER, H; HAUPENTHAL, A; SOUZA, P., Análise comparativa da marcha humana em solo a subaquática em dois níveis de imersão: joelho e quadril, **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 8(1), p.7-12, 2004.

BROWN L. A., GAGE W., POLYCH M. A. , SLEIK R. J., WINDER T.R Central set influences on gait - Age-dependent effects of postural threat. **Experimental Brain Research**, v. 145, p. 286–296, 2002.

BROUWER B , MUSSELMAN K , CULHAM E., Physical function and health status among seniors with and without fear of falling . **Gerontology**, v.50, p 135 – 141 2004.

BRUCE D. G., DEVINE A., PRINCE L. R., Recreational Physical Activity Levels in Healthy Older Women: The Importance of Fear of Falling. **American Geriatrics Society**, v. 50, p. 84-89, 2002.

CHAM R., REDFERN M.S., Changes in gait when anticipating slippery floors. **Gait and Posture**, v. 15, p.159–171, 2002.

CHAMBERLIN M.E. , FULWIDER B.D. , SANDERS S.L. , MEDEIROS J.M., Does fear of falling influence spatial and temporal gait parameters in elderly persons beyond changes associated with normal aging? **The journals of Gerontology A Biological Science Medicine Science**, v. 60, p. 1163 – 1167, 2005.

CHIBA H., EBIHARA S., TOMITA N., SASAKI H., BUTLER J. P., Differential gait kinematics between fallers and non-fallers in community-dwelling elderly people. **Geriatrics and Gerontology International**, v. 5, p.127–134, 2005.

CHRISTINA K.A., CAVANAGH P.R., Ground reaction forces and frictional demands during stair descent: effects of age and illumination. **Gait and Posture**, v. 15, p. 153-158, 2002.

CRISTOPOLISKI F., SARRAF T.A., DEZAN V.H., PROVENSI C. L. G., RODACKI A. L. F., Efeito Transiente de Exercícios de Flexibilidade na Articulação do Quadril Sobre a Marcha de Idosas. **Revista Brasileira Medicina Esporte** – v. 14, n. 2 , 2008.

CRISTOPOLISKI F, BARELA J. A., LEITE N., FOWLER N. E., RODACKI A. L. F., Stretching Exercise Program Improves Gait in the Elderly. **Gerontology**, v. 55, p. 614–620, 2009.

CROWE A., SAMSON M. M., HOITSMA M. J., VAN GINKEL A. A., The influence of walking speed on parameters of gait symmetry determined from ground reaction forces. **Human Movement Science** , v. I5, p. 347-367, 1996.

CRUZ-JENTOFT A. J., BAEYENS J. P., BAUER J. M., BOIRIE Y., CEDERHOLM T., LANDI F., MARTIN F. C., MICHEL J., ROLLAND Y., SCHNEIDER S. M., TOPINKOVÁ E., VANDEWOUDE M., ZAMBONI M. Sarcopenia: European consensus on definition and diagnosis, **Age Ageing**, v. 39(4), p. 412–423, July 2010.

DARGENT-MOLINA P., FAVIER F., GRANDJEAN H., BAUDOIN C., SCHOTT A. M., HAUSHERR E., MEUNIER P. J., BRÉART G., Fall-related factors and risk of hip fracture: the EPIDOS prospective study. **The Lancet**, v. 348, p. 145–149, 1996.

DEVEREUX K., ROBERTSON D., BRIFFA N. K. Effects of a water-based program on women 65 years and over: A randomised controlled Trial. **Australian Journal of Physiotherapy**, v. 51, p. 243, 2005.

DIEËN J. H. VAN, PIJNAPPELS M., BOBBERT M.F., Age-related intrinsic limitations in preventing a trip and regaining balance after a trip. **Safety Science**, v. 43, p. 437–453, 2005.

DOHERTY T. J. Invited Review: Aging and sarcopenia, **Journal of applied physiology**, v. 95, p. 1717–1727, 2003.

FABRÍCIO S. C. C., RODRIGUES R. A. P. e COSTA JUNIOR M. L., Causas e conseqüências de quedas de idosos atendidos em hospital público. **Revista Saúde Pública**, v.38, n.1, p. 93-99, 2004.

FRIEDMAN, S. M., MUÑOZ B, WEST S.K., RUBIN, G. S. FRIED, L. P., Falls and Fear of Falling: Which Comes First? A Longitudinal Prediction Model Suggests Strategies for Primary and Secondary Prevention. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 50, p.1329–1335, 2002.

GUIMARÃES, J. M. N., FARINATTI P. T. V., Análise descritiva de variáveis teoricamente associadas ao risco de quedas em mulheres idosas. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 11, n.5 , 2005.

GUNTER K. B., WHITE K. N., HAYES W. C., SNOW C. M., Functional Mobility Discriminates Nonfallers From One-Time and Frequent Fallers. **Journal of Gerontology: MEDICAL SCIENCES**, v. 55, n. 11, p.672–676, 2000.

HANSEN A. H., CHILDRESS D. S., MIFF S. C., Roll-over characteristics of human walking on inclined surfaces. **Human Movement Science**. v. 23, p.807–821, 2004.

HAUSDORFF JM, RIOS DA, EDELBERG HK. Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 82, p. 1050-1056, 2001.

HAZELL T., KENNO K., JAKOBI J., Functional Benefit of Power Training for Older Adults. **Journal of Aging and Physical Activity**. v.15, p. 349-359, 2007.

HOPP JF, PhD, PT, Effects of Age and Resistance Training on Skeletal Muscle: A Review. **Physical Therapy**. v. 73, N. 6 - June - 1993.

HYLTON B. M., STEPHEN R. L., RICHARD C. F., Age-related differences in walking stability. **Age Ageing**. V.32 (2), p.137–142, 2003.

IVANENKO Y. P., DOMINICI N., CAPPELLINI G., DAN B., CHERON G., LACQUANITI F., Development of pendulum mechanism and kinematic coordination from the first unsupported steps in toddlers. **Journal of Experimental Biology**. v. 207, p. 3797-3810, 2004.

IVANENKO Y. P., CAPPELLINI G., DOMINICI N., POPPELE R. E., LACQUANITI1 F., Modular Control of Limb Movements during Human Locomotion. **The Journal of Neuroscience**, October 10, 27(41):11149–11161 • 11149, 2007.

JACK CI, SMITH T, NEOH C., Prevalence of low vision in elderly patients admitted to an acute geriatric unit in Liverpool: Elderly people who fall are more likely to have low vision. **Gerontology**; v. 41, p 280–285, 1995.

JAGS, A American Geriatrics Society, British Geriatrics Society, and American Academy of Orthopaedic Surgeons Panel on Falls Prevention, v. 49, p. 664–672, 2001.

KALACHE, A., VERAS R. P., RAMOS L. R., O envelhecimento da população mundial. Um desafio novo. **Revista Saúde pública**, S. Paulo, 21:200-10, 1987.

KARAMANIDIS, K. ARAMPATZIS A., Evidence of Mechanical Load Redistribution at the Knee Joint in the Elderly when Ascending Stairs and Ramps. **Annals of Biomedical Engineering**, Vol. 37, No. 3, March (2008), p. 467–476, 2009.

KAWAMOTO R., Doi D., Sleep problems as a risk factor for fall in community-dwelling older persons. **Geriatrics and Gerontology International**, v.2, p. 16–22, 2002.

KAWAMURA, K., TOKUHIRO, A. & TAKECHI, H., Gait analysis of slope walking: a study of step length, stride width, time factors and deviation in the center of pressure. **Acta Medica Okayama**, v. 45(3), p. 179-184, 1991.

KEMOUN G., THOUMIE P., BOISSON D., GUIEU J. D., ankle dorsiflexion delay can predict falls in the elderly. **Journal Of Rehabilitation Medicine**, v. 34, p. 278–283, 2002.

KERRIGAN D. C., LEE L. W., COLLINS J. J., RILEY P. O., LIPSITZ L. A., Reduced Hip Extension During Walking: Healthy Elderly and Fallers Versus Young Adults. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 82, January 2001.

KERRIGAN D. C., RILEY P. O., LELAS J. L., CROCE U. D., Quantification of Pelvic Rotation as a Determinant of Gait. The Archives is the most highly cited journal in Rehabilitation, v. 82, February, 2001.

KERRIGAN D. C., TODD M. K., CROCE U. D., LIPSITZ L. A., COLLINS J. J., Biomechanical Gait Alterations Independent of Speed in the Healthy Elderly: Evidence for Specific Limiting Impairments. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 79, March 1998.

KERRIGAN D. C., XENOPoulos-ODDSSON A., SULLIVAN M. J., LELAS J. J.,

RILEY P. O., Effect of a Hip Flexor–Stretching Program on Gait in the Elderly. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 84, January 2003.

KHANDOKER A. H., LYNCH K., KARMAKAR C. K., BEGG R. K., PALANISWAMI M. R., Toe clearance and velocity profiles of young and elderly during walking on sloped surfaces. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 7, p.18, 2010.

LAMBERTUCCI R. H., PITHONCURI T. C., Alterações do Sistema Neuromuscular com o Envelhecimento e a Atividade Física, **Saúde em Revista**, November 11, 2005.

LANG, T., STREEPER T., CAWTHON P., BALDWIN K., TAAFFE D.R., HARRIS T.B., Sarcopenia: etiology, clinical consequences, intervention, and assessment, **Osteoporosis International**, v. 21, p.543 – 559, 2010.

LARK S. D., BUCKLEY J. G., BENNETT S., JONES D., SARGEANT A. J., Joint torques and dynamic joint stiffness in elderly and young men during stepping down, **Clinical Biomechanics**, v. 18, p. 848–855, 2003.

LAUGHTON, C.A, SLAVIN M., KATDARE K., NOLAN L., BEAN J. F., KERRIGAN D.C, PHILLIPS E., LIPSITZ L. ,COLLINS J., Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. **Gait and Posture**, v. 18, p. 101 /108, 2003.

LEROUX A., FUNG J., BARBEAU H., Postural adaptation to walking on inclined surfaces: I. Normal strategies. **Gait and Posture**, v. 15, p. 64–74, 2002.

LORD S. R., CASTELL S., CORCORAN J., DAYHEW J., MATTERS B., SHAN A., WILLIAMS P., The Effect of Group Exercise on Physical Functioning and Falls in Frail Older People Living in Retirement Villages: A Randomized, Controlled Trial. **American Geriatrics Society**, v. 51, p. 1685–1692, 2003.

MASUD T., MORRIS R. O., Epidemiology of falls. Age and Ageing, v. 30-S4: p. 3-7, 2001.

MATHESON A. J., DARLINGTON C. L., SMITH P. F., Further evidence for age-related deficits in human postural function, **Journal of Vestibular Research**, v. 9, p. 261–264, 1999.

McINTOSH A. S., Beatty K. T., Dwan L N., Vickers D. R. Gait dynamics on an inclined walkway. **Journal of Biomechanics**, v. 39, p. 2491–2502, 2006.

MESQUITA G. V., LIMA M. A. L. T. A., SANTOS A. M. R., ALVES E. L. M., BRITO J.N. P. O., MARTINS M. C. C., Morbimortalidade em idosos por fratura proximal do fêmur. Texto Contexto Enfermagem, v. 18(1), p. 67-73, 2009.

MIAN O. S., BALTZOPOULOS V., MINETTI A. E., NARICI1 M. V. The Impact of Physical Training on Locomotor Function in Older People. **Sports Medicine**; v. 37 (8), p. 683-701, 2007.

MILLS P.M, BARRETT R.S: Swing phase mechanics of healthy young and elderly men. **Human Movement Science**, v. 20, p. 427–446, 2001.

MOYLAN K. C, BINDER E. F. Falls in Older Adults: Risk Assessment, Management and Prevention. **The American Journal of Medicine**, v.120, p. 493-497, 2007.

MUSCARITOLI M., ANKER S.D., ARGILE'S J., AVERSA Z., BAUER J.M., BIOLO G., BOIRIE Y., BOSAEUS I., CEDERHOLM T., COSTELLI P., FEARON K.C., LAVIANO A., MAGGIO M., ROSSI FANELLI F., SCHNEIDER S.M., SCHOLSM A., SIEBER C.C., Consensus definition of sarcopenia, cachexia and pre-cachexia: Joint document elaborated by Special Interest Groups (SIG) “cachexia-anorexia in chronic wasting diseases” and “nutrition in geriatrics”. **Clinical Nutrition**, v. xxx, p. 1–6, 2010.

NOBLE J. W., PRENTICE S. D. Intersegmental coordination while walking up inclined surfaces: age and ramp angle effects. **Experimental Brain Research**, v. 189, p. 249–255, 2008.

NOVAES R. D., MIRANDA A. S., DOURADO V. Z. Velocidade usual da marcha em brasileiros de meia idade e idosos. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v. 15, n. 2, p. 117-22, 2011.

OMS, WHO Global Report on Falls Prevention in Older Age. Disponível em: [http://www.who.int/ageing/publications/Falls\\_prevention7March.pdf](http://www.who.int/ageing/publications/Falls_prevention7March.pdf), acessado em 4 de abril de 2011.

PADDON-JONES D., SHORT K.R., CAMPBELL W.W., VOLPI E, WOLFE R.R., Role of dietary protein in the sarcopenia of aging, **The American Journal of Clinical Nutrition**, v. 5, p. 87, May 2008.

PEREIRA S.E.M, BUKSMAN S, PERRACINI M. P.Y L, BARRETO K.M.L, LEITE V.M.M. Quedas em idosos. **Sociedade Brasileira de Geriatria e Gerontologia**. Associação Médica Brasileira e Conselho Federal de Medicina- Projeto Diretrizes, 2001. Disponivel em: [http://www.projetodiretrizes.org.br/projeto\\_diretrizes/082.pdf](http://www.projetodiretrizes.org.br/projeto_diretrizes/082.pdf), Acesso em 20 de Abril de 2010.

PERRY, J. **Gait Analysis**: Normal and Pathological Function. SLACK Incorporated, 1992.

PERSCH L. N., UGRINOWITSCH C, PEREIRA G., RODACKI A. L.F. Strength training improves fall-related gait kinematics in the elderly: A randomized controlled trial. **Clinical Biomechanics**, v. 24, p. 819-825, 2009.

PERSCH L. N., **Efeito do treinamento da força muscular sobre parâmetros da marcha associados ao risco de quedas em idosas.** Dissertação de Mestrado defendida como pré-requisito para a obtenção do título de Mestre em Educação Física, no Departamento de Educação Física, Setor de Ciências Biológicas da Universidade Federal do Paraná, 2009.

PINHO T. A. M., SILVA A. O., TURA L. F. R, MOREIRA M. A. S. P., GURGEL S. N., SMITH A. A. F., BEZERRA V. P., Avaliação do risco de quedas em idosos atendidos em Unidade Básica de Saúde, **Revista da Escola de Enfermagem da Universidade de São Paulo**, v. 46(2), p.320-327, 2012.

PIJNAPPELS M., VAN DER BURG J. C. E., REEVES N. D., VAN DIEËN J. H. Identification of elderly fallers by muscle strength measures. **European Journal of Applied Physiology**, v. 10.1007 00421-007, p. 0613-0616, 2007.

PRINCE, F.; CORRIVEAU, H.; HÉBERT, R.; WINTER, D. A. Gait in the elderly. **Gait and Posture**, v. 5, p. 128-135, 1997.

PRENTICE S. D., HASLER E. N., GROVES J. J., FRANK J. S., Locomotor adaptations for changes in the slope of the walking surface. **Gait and Posture**, v. 20, p. 255–265, 2004.

REDFERN M. S., DIPASQUALE J. Biomechanics of descending ramps. **Gait and Posture**, v. 6, p. 119–125, 1997.

REEVES N.D., SPANJAARD M. , MOHAGHEGHI A.A., BALTZOPOULOS V., MAGANARIS C.N. Older adults employ alternative strategies to operate within their maximum capabilities when ascending stairs. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 19, p e57–e68, 2009.

RINGSBERG K., GERDHÉM P., JOHANSSON J., OBRANT K., Is there relationship between balance, gait performance and muscular strength in 75-year-old women? **Age and Ageing**. V. 28, p. 289-293, 1999.

ROBINOVITCH S.N., HELLER B., LUI A., CORTEZ J., Effect of Strength and Speed of Torque Development on Balance Recovery With the Ankle Strategy. **Journal Neurophysiology**, v. 88, august, 2002.

ROLLAND Y., CZERWINSKI S., ABELLAN VAN KAN G., MORLEY JE, CESARI M., ONDER G., WOO J., BAUMGARTNER R., PILLARD F., BOIRIE Y., CHUMLEA W.M., VELLAS B., Sarcopenia: its assessment, etiology, pathogenesis, consequences and future perspectives, **The Journal of Nutrition Health and Aging**, v.12(7), p. 433-450, Aug-Sep 2008.

ROSE, J.; GAMBLE, J.G. **Human walking**. 3. ed. Baltimore : Williams & Wilkins, 2006.

ROWE J. W., KAHN R. L. Human aging: usual and successful, **Science Magazine**, Vol. 237 no. 4811, p. 143-149, 1987.

RUBENSTEIN L. Z. Falls in older people: epidemiology, risk factors and strategies for prevention. **Age and Ageing**, v. 35-S2, p. ii37-ii41, 2006.

RUBENSTEIN L.Z.; JOSEPHSON, K.R.; ROBBINS, A.S. Falls in the nursing home. **Annals of Internal Medicine**, v. 121, p. 442-451, 1994.

SANTOS D. M., MELO S. I. L. , CARNEIRO L. C., ANDRADE M. C., Características da marcha de idosos considerando a atividade física e o sexo, **Fisioterapia em Movimento**, v. 21(4), p. 137-148, 2008.

SCHULTE JN e YARASHESKI KE: Effects of resistance training on the rate of muscle protein synthesis in frail elderly people. **International Journal of Sport Nutrition and Exercise Metabolism**, v. 11, p. 111-118, 2001.

SILVA T. A. de A., JUNIOR A. F., PINHEIRO M. M., SZEJNFELD V. L.: Sarcopenia Associada ao Envelhecimento: Aspectos Etiológicos e Opções Terapêuticas. **Revista Brasileira de Reumatologia**, v. 46, n.6, p. 391-397, nov/dez, 2006.

SIMOCELI, L.; BITTAR, R.M.S.; BOTTINO, M.A.; BENTO, R.F. Perfil diagnóstico do idoso portador de desequilíbrio corporal: resultados preliminares. **Revista Brasileira de Otorrinolaringologia**. São Paulo, v. 69, n. 6, p. 772-777, nov-dez., 2003.

SIQUEIRA F. V., FACCHINI L. A., SILVEIRA D. S., PICCINI R. X., TOMASI E., THUMÉ E., SILVA S. M., DILÉLIO A. Prevalence of falls in elderly in Brazil: a countrywide analysis, **Caderno de Saúde Pública**, Rio de Janeiro, v. 27(9), p.1819-1826, set, 2011.

SOUZA R. M. **O efeito agudo do alongamento na marcha das idosas**. Dissertação de Mestrado defendida como pré-requisito para a obtenção do título de Mestre em Educação Física, no Departamento de Educação Física, Setor de Ciências Biológicas da Universidade Federal do Paraná. Curitiba, Paraná, 75p., 2006.

SPANJAARD M., REEVES N.D., DIEËN J.H. van, BALTZOPOULOS V., MAGANARIS C.N., Influence of gait velocity on gastrocnemius muscle fascicle behaviour during stair negotiation, **Journal of Electromyography and Kinesiology**, 2007.

THELEN D. G., WOJCIK L. A., SCHULTZ A. B., ASHTON-MILLER J. A. AND ALEXANDER N. B. Age Differences in Using a Rapid Step To Regain Balance During a Forward Fall. **Journal of Gerontology**, v. 52A, n. I, p. M8-MI3, 1997.

THOMAS D. R. Loss of skeletal muscle mass in aging: Examining the relationship of starvation, sarcopenia and cachexia. **Clinical Nutrition**, v. 26, p. 389–399, 2007.

VERAS Renato. Envelhecimento populacional contemporâneo: demandas, desafios e inovações. **Revista Saúde Pública**, v.43 Apr 17, n.3, p. 63, 2009.

VICON MOTUS. User manual. Disponível em <http://www.vicon.com/products/viconmotusvideo.html>. Acesso em 07 de Outubro de 2009.

VOLPI E., NAZEMI R., FUJITA S., Muscle tissue changes with aging, **Current Opinion in Clinical Nutrition & Metabolic Care**, v.7(4), p. 405–410, July 2004.

WEI T. S., HU C. H., WANG S. H., HWANG K. L. Fall characteristics, functional mobility and bone mineral density as risk factors of hip fracture in the community-dwelling ambulatory elderly. **Osteoporos International**, v. 12, p.1050–1055, 2001.

WINTER, D. A. The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological. Waterloo, Ontário: Waterloo Biomechanics Press. 1991.

## APÊNDICE A

**UNIVERSIDADE PARANAENSE - UNIPAR**

Reconhecida pela Portaria- MEC Nº 1580, DE 09/11/93 - D.O.U. 10/11/93

**Mantenedora: Associação Paranaense de Ensino e Cultura - APEC****DIRETORIA EXECUTIVA DE GESTÃO DA PESQUISA E DA PÓS GRADUAÇÃO****COORDENADORIA DE PESQUISA E INICIAÇÃO CIENTÍFICA - COPIC****COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA E VOLUNTARIADO SERE HUMANOS (CEPEH)****TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE ECLARECIDO (TCLE)****Nome da Pesquisa...:**

Alterações cinemáticas da marcha de idosos durante a locomoção em planos inclinados em comparação à superfície plana.

**Pesquisador(es)....:**

Mário Sérgio Lopes, André Luiz Felix Rodacki

**Orientador.....:****Para a realização desta pesquisa, eu (participante da pesquisa e/ou responsável por um participante) seremos submetidos a realização dos seguintes procedimentos:**

Serei instruído a não modificar seus hábitos diários e evitar a realização de atividades físicas no dia do experimento. Receberá um conjunto de marcas fixadas sobre a minha pele e roupa por meio de fita adesiva dupla face. Após essa marcação, caminharei em velocidade que achar confortável numa parte plana do laboratório da UFPR, primeiro para conhecer por onde andarei e depois caminharei por este mesmo local sendo filmado em algum momento por várias câmeras filmadoras posicionadas em diferentes locais para que se possa analisar a minha caminhada e no momento seguinte, aproximadamente após 3 minutos, voltarei a caminhar agora em um plano inclinado que poderá ter 6 ou 12° graus de inclinação, o que corresponde a uma subida leve. A rampa possui um tapete antiderrapante e tem o comprimento de 3m e uma largura de 0.90m suficiente para permitir subir e descer sem receio de quedas. Mesmo assim, será prevenida a queda durante a caminhada pela rampa por um sistema de segurança ("tipo cinta") que são acolchoados ajustados ao tórax e conectados a uma corda presa num sistema de carinho deslizante preso num tijolo fixado no teto do laboratório que impede quedas em caso de qualquer condição inesperada (ex. tropeço, mal estar, torcida, etc.).

**Riscos.....:** Risco pertinente ao caminhar de adulto saudável: Entorse de tornozelo ou joelho e Queda.

**Após ler e receber as explicações sobre a pesquisa, e ter meus direitos de:**

- 1 - Receber resposta a qualquer pergunta e esclarecimento sobre os procedimentos, riscos, benefícios e outros relacionados à pesquisa;
- 2 - Retirar o consentimento a qualquer momento e deixar de permitir minha participação ou de qualquer indivíduo sob minha responsabilidade de estudo;
- 3 - Não ser identificado e ser mantido o caráter confidencial das informações relacionadas à privacidade.

Declaro por meio deste, estar ciente do exposto e concordar com minha participação na pesquisa, assim como qualquer indivíduo sob minha responsabilidade.

Nome do voluntário/Responsável: \_\_\_\_\_

RG: \_\_\_\_\_ CPF: \_\_\_\_\_

Assinatura: \_\_\_\_\_ / \_\_\_\_\_ / \_\_\_\_\_

Eu MARIO SERGIO LOPES, declaro por meio deste que forneci todas as informações referentes ao estudo ao participante e/ou responsável.

RG: 42682829

CPF: 473.544.291-04

Assinatura do pesquisador: \_\_\_\_\_ / \_\_\_\_\_ / \_\_\_\_\_

## ANEXO A



**UNIVERSIDADE PARANAENSE - UNIPAR**  
 Reconhecida pela Portaria - MEC N° 1580, DE 09/11/93 - D.O.U. 10/11/93  
 Mantenedora: Associação Paranaense de Ensino e Cultura - APEC  
 DIRETORIA EXECUTIVA DE GESTÃO DA PESQUISA E DA PÓS-GRADUAÇÃO  
 COORDENADORIA DE PESQUISA E INICAÇÃO CIENTÍFICA - COPIC  
 COMITÉ DE ÉTICA EM PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS (CEPEH)



## CERTIFICADO

Certificamos que o projeto "Alterações cinemáticas da marcha de idosos durante a locomoção em planos inclinados em comparação à superfície plana," protocolo 1822/7/2009, sob a responsabilidade de MARIO SERGIO LOPES, está de acordo com os Princípios éticos na Experimentação Humana, adotados pelo Conselho Nacional de Ética em Pesquisa (CONEP), e Resolução 196/96 do Ministério da Saúde, tendo sido aprovado pelo COMITÉ DE ÉTICA EM PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS DA UNIPAR (CEPEH/UNIPAR) em reunião realizada em 29/10/2009. Este certificado expira em 29/10/2010.

We certify that the project "Alterações cinemáticas da marcha de idosos durante a locomoção em planos inclinados em comparação à superfície plana," protocolo 1822/7/2009, in the responsibility of MARIO SERGIO LOPES, is in agreement with the Ethical Principles in Human adopted by the National Council of Research Ethics (CONEP), and resolution 196/96 of the Ministry of Health, and was approved by the ETHICAL COMMITTEE FOR HUMAN RESEARCH OF UNITAR (CEPEH/UNIPAR) in 10/29/2009. Expiration date: 10/29/2010.

UMUARAMA - PR, 05/11/2009.

Dayane Aparecida Fagiolo  
 Secretária CEPPEH/UNIPAR

Prof. Msc Nelton Anderson Bispal ez Corrêa  
 Presidente CEPPEH/UNIPAR

Registro N°: 8227

## ANEXO B

**UNIVERSIDADE PARANAENSE - UNIPAR**

Reconhecida pela Portaria - MEC Nº 1580, DE 09/11/93 - D.O.U. 10/11/93

*Mantenedora: Associação Paranaense de Ensino e Cultura - APEC***DIRETORIA EXECUTIVA DE GESTÃO DA PESQUISA E DA PÓS GRADUAÇÃO  
COORDENADORIA DE PESQUISA E INICIAÇÃO CIENTÍFICA - COPIC**

COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS (CEPEH)

**COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA ENVOLVENDO HUMANOS - CEPEH****Declaração de Permissão para Utilização de Dados**

**Título do Projeto: Alterações cinemáticas da marcha de idosos durante a locomoção em planos inclinados em comparação à superfície plana.**

<b>Nome do(s) Pesquisador(es):</b>	<b>Assinatura</b>
Mário Sérgio Lopes	
André Luiz Felix Rodacki	

Os pesquisadores do presente projeto de pesquisa se comprometem a preservar a privacidade dos participantes, cujos dados serão coletados "No laboratório de biomecânica do Centro de Estudos do Comportamento Motor da Universidade Federal do Paraná. Os participantes receberão um conjunto de marcas fixadas sobre a pele e roupa por meio de fita adesiva dupla face. Após essa marcação, os participantes caminharão em velocidade auto selecionada confortável pela área de coleta de dados. As primeiras dez voltas serão realizadas para familiarização e não serão analisadas. Ao término do período de familiarização, os sujeitos caminharão novamente pela área de coleta de dados e os parâmetros cinemáticos serão registrados por meio de um conjunto de seis câmeras optoeletrônicas (VICON®, USA), que serão posteriormente processadas e analisadas. Os sujeitos não serão informados do instante da coleta de dados a fim de evitar mudanças nos padrões usuais de movimento. A marcha em plano inclinado será a segunda a ser realizada, porém a ordem das condições (inclinações de 6 e 12°) será aleatória. Um período similar de familiarização aplicado à marcha no plano será usado para as condições de plano inclinado. A coleta de dados também seguirá aos mesmos procedimentos aplicados para a marcha no plano. Um intervalo de aproximadamente 3 minutos será imposto entre cada condição experimental. Os planos inclinados são utilizados para minimizar possíveis efeitos de fadiga, os quais não serão controlados." Concordam, igualmente, que estas informações serão utilizadas única e exclusivamente para execução do presente projeto. As informações somente poderão ser divulgadas de forma anônima. Diante disso, a direção da instituição autoriza a coleta de dados acima descrita.

**DIRETORIA EXECUTIVA DE GESTÃO DA PESQUISA E DA PÓS GRADUAÇÃO****COORDENADORIA DE PESQUISA E INICIAÇÃO CIENTÍFICA - COPIC**

Praça Maceió de Moraes, s/nº - UX Postal 224 - Umuarama - Paraná - CEP: 87002-210

Fone /Fax (44) 3621.2849 Ramal 1219 - E-mail: degpp@unipar.br / copic@unipar.br / cepeh@unipar.br

As perguntas estão relacionadas ao tempo que você gasta fazendo atividade física em uma semana **normal/habitual**

Para responder às questões lembre que:

#### ANEXO C

- |   |
|---|
| ➤ atividades físicas <b>vigorosas</b> são aquelas que precisam de um grande esforço físico e que fazem respirar <b>muito</b> mais forte que o normal. |
| ➤ atividades físicas <b>moderadas</b> são aquelas que precisam de algum esforço físico e que fazem respirar <b>um pouco</b> mais forte que o normal.  |
| ➤ atividades físicas <b>leves</b> são aquelas em que o esforço físico é normal, fazendo com que a respiração seja normal.                             |

#### **DAS QUESTÕES 1B a 4C O QUADRO ABAIXO DEVERÁ ESTAR DISPONÍVEL PARA PREENCHIMENTO**

Dia da semana	Tempo horas/Min.			Dia da semana	Tempo horas/Min.		
	manhã	tarde	noite		manhã	tarde	noite
2 <sup>ª</sup> -feira				6 <sup>ª</sup> -feira			
3 <sup>ª</sup> -feira				Sábado			
4 <sup>ª</sup> -feira				Domingo			
5 <sup>ª</sup> -feira				XXXXXX			

**DOMÍNIO 1 – ATIVIDADE FÍSICA NO TRABALHO:** Este domínio inclui as atividades que você faz no seu trabalho remunerado ou voluntário, e as atividades na universidade, faculdade ou escola (trabalho intelectual). Não incluir as tarefas domésticas, cuidar do jardim e da casa ou tomar conta da sua família. Estas serão incluídas no Domínio 3.

**1a.** Atualmente você tem ocupação remunerada ou faz trabalho voluntário fora de sua casa?

( ) Sim ( ) Não – **Caso você responda não, Vá para o Domínio 2: Transporte**

As próximas questões relacionam-se com toda a atividade física que você faz em uma semana **normal/habitual**, como parte do seu trabalho remunerado ou voluntário. **Não inclua** o transporte para o trabalho. Pense apenas naquelas atividades que durem **pelo menos 10 minutos contínuos** dentro de seu trabalho:

**1b.** Quantos dias e qual o tempo (horas e minutos) durante uma semana normal você realiza atividades **VIGOROSAS** como: trabalho de construção pesada, levantar e transportar objetos pesados, cortar lenha, serrar madeira, cortar grama, pintar casa, cavar valas ou buracos, subir escadas **como parte do seu trabalho remunerado ou voluntário, por pelo menos 10 MINUTOS CONTÍNUOS?**

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ min. \_\_\_\_\_ dias por **semana** ( ) Nenhum. **Vá para a questão 1c.**

**1c.** Quantos dias e qual o tempo (horas e minutos) durante uma semana normal você realiza atividades **MODERADAS**, como: levantar e transportar pequenos objetos, lavar roupas com as mãos, limpar vidros, varrer ou limpar o chão, carregar crianças no colo, **como parte do seu trabalho remunerado ou voluntário, por pelo menos 10 MINUTOS CONTÍNUOS?**

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ min. \_\_\_\_\_ dias por **semana** ( ) Nenhum. **Vá para a questão 1d.**

**1d.** Quantos dias e qual o tempo (horas e minutos) durante uma semana normal você **CAMINHA, NO SEU TRABALHO remunerado ou voluntário por pelo menos 10 MINUTOS CONTÍNUOS?** Por favor, **não inclua** o caminhar como forma de transporte para ir ou voltar do trabalho ou do local que você é voluntário.

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ min. \_\_\_\_\_ dias por **semana** ( ) Nenhum. **Vá para a Domínio 2 - Transporte.**

#### **DOMÍNIO 2 – ATIVIDADE FÍSICA COMO MEIO DE TRANSPORTE**

Estas questões se referem à forma normal como você se desloca de um lugar para outro, incluindo seu grupo de convivência para idosos, igreja, supermercado, trabalho, cinema, lojas e outros.

**2a.** Quantos dias e qual o tempo (horas e minutos) durante **uma semana normal** você **ANDA DE ÔNIBUS E CARRO/MOTO?**

\_\_\_\_\_ horas \_\_\_\_\_ min. \_\_\_\_\_ dias por **semana** ( ) Nenhum. **Vá para questão 2b.**