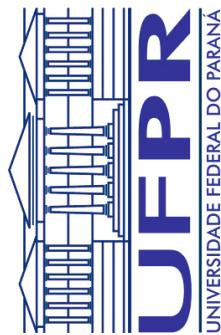


UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ
SETOR DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA

RICARDO MARTINS DE SOUZA

FATORES LIMITANTES DA MARCHA DE IDOSAS EM
TERRENO PLANO E INCLINADO



CURITIBA

2012

RICARDO MARTINS DE SOUZA

**FATORES LIMITANTES DA MARCHA DE IDOSAS NO
TERRENO PLANO E INCLINADO**

**Tese apresentada como requisito
parcial para a obtenção do Título
de Doutor em Educação Física do
Programa de Pós-Graduação em
Educação Física, do Setor de
Ciências Biológicas da
Universidade Federal do Paraná.**

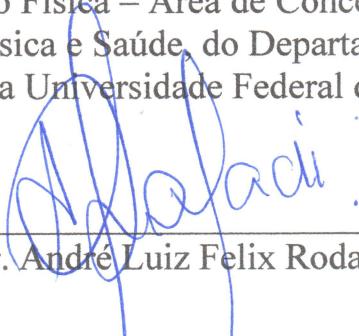
Orientador: ANDRÉ LUIZ FÉLIX RODACKI

TERMO DE APROVAÇÃO

RICARDO MARTINS DE SOUZA

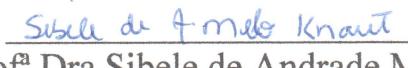
“Fatores Limitantes da Marcha em Idosas em Terrenos Plano e Inclinado”

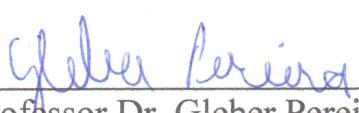
Tese aprovada como requisito parcial para obtenção do grau de Doutor em Educação Física – Área de Concentração Exercício e Esporte, Linha de Pesquisa Atividade Física e Saúde, do Departamento de Educação Física do Setor de Ciências Biológicas da Universidade Federal do Paraná, pela seguinte Banca Examinadora:


Professor Dr. André Luiz Felix Rodacki (Orientador)


Profª. Dra. Ana Maria Forti Barela

Membro Externo


Profª Dra. Sibele de Andrade Melo
Membro Externo


Professor Dr. Gleber Pereira

Membro Interno


Prof. Dr. Paulo C. B. Bento
Membro Externo

Curitiba, 31 de Agosto de 2012.

Dedico este trabalho a meu filho, que mesmo chegando na parte final de todo o processo, foi fundamental para que ele fosse concluído. Nunca fui entusiasmado em ser pai. Hoje não consigo imaginar vinha vida sem ele.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente quero agradecer a minha amada esposa Marina de Cássia Cotovicz, que me acompanhou desde o início de minha formação no mestrado e depois por esses 4 anos de doutorado. Sem sua ajuda e compreensão nada disso seria possível. Te amo.

A toda a minha família, pai, mãe e irmãos, pois a conclusão desse trabalho só foi possível em razão de todo suporte e estrutura que venho recebendo desde sempre.

Ao Luiz e a Ivone pelo apoio e ajuda, especialmente durante a gestação da Marina e a atenção ao Ricardinho. Isso possibilitou que um pouco mais de tempo fosse usado no desenvolvimento deste trabalho.

Ao meu orientador e amigo André Luiz Félix Rodacki, que depositou em mim sua confiança nos últimos 8 anos, durante meu mestrado e agora no doutorado. Nada disso seria possível sem sua orientação, tempo e sobre tudo a liberdade de desenvolvimento de meu trabalho. Não sei se consegui retribuir as expectativas em mim depositadas, mas não poderia imaginar melhor orientação. Muitíssimo obrigado!

Aos professores da banca, Prof. Dr. Gleber Pereira, Profa. Dra. Ana Barela, Prof. Dra. Sibele de Andrade Melo pela disponibilização do seu tempo para a participar em tal processo.

Aos meus colegas de trabalho, Sergio Andrade, Thiago Pimenta, André Brauer, Thais Pastre e Camile Silva, que por tantas vezes, direta ou indiretamente, contribuíram para uma parte de todo esse processo.

Aos meus colegas de laboratório, Suelen Góes, Paulo Bento (que também participou da banca) e Julia Veronese que tanto ajudaram durante as calibrações e coletas, discussão sobre modelos, problemas de

processamento e tudo o que “normalmente” aparece durante uma coleta, principalmente quando ainda faltava certa experiência com o funcionamento do sistema. Em especial a Angélica Ludovico, que chegou no finalzinho do “segundo tempo”, mas foi fundamental para que a segunda parte desse trabalho pudesse ser concluída.

Aos ex-alunos e agora colegas de profissão, Felipe Kutianski e Bianca Kirchner. Fico muito agradecido pela ajuda neste trabalho e feliz por ter conseguido incentivar a busca por maiores conquistas. Tenho certeza que o mestrado e o doutorado são realidades muito próximas de serem alcançadas.

Ao colega Fábio Teófilo que por várias vezes foi o motorista e recrutador oficial das participantes do presente estudo.

A Tainá Ribas Mélo e Elis Bichman que ajudaram em grande parte do processo de coleta de dados.

As jovens e as senhoras que participaram como voluntárias nesse estudo. Sem a ajuda e disposição dessas pessoas esse trabalho jamais poderia ser concluído.

Enfim, a todos que de alguma maneira tenham influenciado e contribuído para a conclusão desta importante etapa, fica aqui meu sincero agradecimento.

RESUMO

O objetivo do presente trabalho foi o de identificar fatores limitantes na marcha de idosas durante a transposição de terreno plano (PLA) e inclinado (subida [SUB] e descida [DES]). Para que o objetivo fosse cumprido, dois estudos foram realizados. No primeiro estudo avaliou-se as diferenças da marcha de indivíduos idosos ativos (ATI) e sedentários (SED) em relação à indivíduos adultos (ADU). Quarenta e cinco indivíduos (15 ADU, 15 ATI e 15 SED) caminharam no terreno plano, subindo e descendo uma rampa com 10% de inclinação. A análise cinemática (Vicon MX-13) e cinética (Plataforma de Força AMTI) foi realizada. Não foram identificadas diferenças entre os grupos na marcha em terreno PLA. Na SUB os grupos ATI e SED apresentaram menor tamanho do passo (TPAS; ATI $1,20 \pm 0,08$ m; SED $1,17 \pm 0,09$ m) e menor amplitude no tornozelo (AMPTOR; ATI $29,1 \pm 3,2^\circ$; SED $31,2 \pm 8,2^\circ$) em comparação com os ADU. Em adição, o grupo SED apresentou maior taxa de impacto ($1399,5 \pm 1956,6$ N.s $^{-1}$) e menor taxa de impulso ($-609,2 \pm 394,3$ N.s $^{-1}$) na SUB. Na DES os idosos realizaram um menor tamanho do passo (ATI $1,08 \pm 0,15$ m; SED $1,06 \pm 0,10$ m), menor velocidade de deslocamento (ATI $1,08 \pm 0,19$ m.s $^{-1}$; SED $1,05 \pm 0,12$ m.s $^{-1}$) e menor inclinação lateral da pelve (ATI $8,1 \pm 2,4^\circ$; SED $7,4 \pm 2,0^\circ$). Na comparação entre os terrenos os grupos apresentaram maior duração do ciclo (TTC; ADU $1,09 \pm 0,06$ s; ATI $1,10 \pm 0,14$ s; SED $1,09 \pm 0,08$ s) e menor cadênciia (CAD; ADU $55,2 \pm 3,1$ p.m $^{-1}$; ATI $55,5 \pm 6,8$ p.m $^{-1}$; SED $55,3 \pm 4,8$ p.m $^{-1}$) na SUB, e menor TTC (ADU $1,00 \pm 0,05$ s; ATI $1,01 \pm 0,09$ s; SED $1,01 \pm 0,06$ s) e maior CAD (ADU $60,3 \pm 2,9$ p.m $^{-1}$; ATI $59,8 \pm 5,1$ p.m $^{-1}$; SED $59,7 \pm 3,9$ p.m $^{-1}$) na DES. A amplitude do quadril foi maior durante a SUB e menor na DES. No grupo ADU a amplitude do tornozelo foi menor na DES ($28,0 \pm 8,5^\circ$) em comparação com as outras condições (PLA e SUB). Nos idosos a amplitude do joelho foi maior na DES (ATI $63,2 \pm 8,1^\circ$; SED $58,6 \pm 4,6^\circ$) do que nas outras condições. A força horizontal e sua taxa de aplicação no inicio do passo (FYINI e TXFYINI) foram menores na SUB e maiores na DES em todos os grupos (ADU, ATI e SED). No final do passo as forças horizontais (FYFIN e TXFYFIN) foram maiores na SUB e reduzidas na DES, em todos os grupos, em comparação ao terreno PLA. No segundo estudo avaliou-se a influência do efeito agudo do alongamento na marcha de idosas na rampa (idêntica ao primeiro estudo). Foi realizada uma análise cinemática (2D) e eletromiográfica de 12 idosas imediatamente antes (PRÉ) e após (PÓS) a sessão de alongamento dos flexores do quadril. O exercício causou aumento do TPAS (PRÉ $1,02 \pm 0,15$ m; PÓS $1,08 \pm 0,18$ m) e velocidade (PRÉ $0,95 \pm 0,18$ m.s $^{-1}$; PÓS $1,01 \pm 0,22$ m.s $^{-1}$) durante a DES. No quadril, os exercícios causaram aumento da amplitude (PRÉ $52,3 \pm 18,3^\circ$; PÓS $63,6 \pm 16,9^\circ$), pico de extensão (PRÉ $41,6 \pm 19,6^\circ$; PÓS $54,9 \pm 18,4^\circ$) e velocidade de flexão (PRÉ $195,8 \pm 31,2^\circ.s^{-1}$; PÓS $241,8 \pm 29,8^\circ.s^{-1}$). Os músculos bíceps femoral e tibial anterior apresentaram reduções na ativação durante a SUB após a realização dos exercícios. Os resultados sugerem que o volume diário de exercícios influencia de maneira significativa a marcha de idosas. Diferentes terrenos também podem gerar modificações na marcha, independente da idade e do volume de atividades realizadas. Em adição, o alongamento causa alterações transientes positivas na marcha, e parece ser fundamental para a manutenção da mobilidade.

Palavras chaves: marcha, rampa, idosas, flexibilidade, atividade física

ABSTRACT

The aim of present study was to identify the limiting factors on elderly gait during the transposition on level (LEV) and inclined (up [UP] and down [DO]) surface. For accomplished objective, two studies was realized. The first study evaluates the differences about active (ACT) and sedentary (SED) elderly gait relative to adult (ADU). Forty-five subjects (15 ADU, 15 ACT and 15 SED) walking on level, up and down on ramp with 10% of inclination. The kinematics (Vicon MX-13) and kinetics (Force plate AMTI) analysis was realized. Differences were not identified on groups on level walking. On UP the groups ACT and SED showed smaller step length (STPLE; ACT 1,20 0,08m; SED 1,17 0,09m) and less ankle range of motion (ROMANK; ACT 29,1 3,2°; SED 31,2 8,2°) with ADU comparison. In addition, the SED showed more impact rate (1399,5 1956,6N.s-1) and less impulse rate (-609,2 394,3N.s-1) on UP walking. On DO the elderly performed the smaller step length (ACT 1,08 0,15m; SED 1,06 0,10m), velocity (ACT 1,08 0,19m.s-1; SED 1,05 0,12m.s-1) and pelvic obliquity (ACT 8,1 2,4°; SED 7,4 2,0°). On ground comparison all the groups showed more cycle duration (CDU; ADU 1,09 0,06s; ACT 1,10 0,14s; SED 1,09 0,08s) e less cadence (CAD; ADU 55,2 3,1p.m-1; ACT 55,5 6,8p.m-1; SED 55,3 4,8p.m-1) on UP, and less CDU (ADU 1,00 0,05s; ACT 1,01 0,09s; SED 1,01 0,06s) and more CAD (ADU 60,3 2,9p.m-1; ACT 59,8 5,1p.m-1; SED 59,7 3,9p.m-1) on DO. The hip range of motion was grater during UP and smaller on DO. On the ADU group the ankle range of motion was smaller on DO (28,0 8,5°) in comparison with other two conditions (LEV and UP). On the elderly, the knee range of motion was greater on DO (ACT 63,2 8,1°; SED 58,6 4,6°) than other conditions. The horizontal force and your rate of application on initial step (FYINI and TXFYINI) were smaller on UP and bigger on DO walking on the all groups (ADU, ACT and SED). On the end of step the horizontal forces (FYFIN and TXFYFIN) were larger on UP and reduced on DO walking on the all groups, compared with LEV gait. The second study evaluates the influence of acute effect of stretching exercise on elderly gait on ramp (same ramp of previous study). Was performed a kinematic (2D) and electromyographyc analysis of 12 elderly woman immediately after (PRE) and before (POS) one session of stretching for hip flexor muscles. The exercise caused an increase of STPLE (PRE 1,02 0,15m; POS 1,08 0,18m) and velocity (PRE 0,95 0,18m.s-1; POS 1,01 0,22m.s-1) during DO walking. On the hip, the exercise caused the increase on range of motion (PRE 52,3 18,3°; POS 63,6 16,9°), extension peak (PRE 41,6 19,6°; POS 54,9 18,4°) and flexion velocity (PRE 195,8 31,2°.s-1; POS 241,8 29,8°.s-1). The *biceps femoris* and *anterior tibialis* showed an activation reduction during UP gait before stretching exercise. These results suggest that the diary volume of exercise had a significantly influence on elderly gait. Different grounds can make gait modifications too, independently of age and volume of physical activity. In addition, the stretch caused transient positive modification on gait, and appear fundamental for mobility maintenance.

Key words: gait, ramp, elderly, flexibility, physical activity

LISTA DE TABELAS

TABELA 2.1	CAUSA DE QUEDAS DE IDOSOS	50
TABELA 3.1	VARIÁVEIS ESPAÇO-TEMPORAIS UTILIZADAS NO PRESENTE ESTUDO	66
TABELA 3.2	VARIÁVEIS CINEMÁTICAS	66
TABELA 3.3	VARIÁVEIS CINÉTICAS	67
TABELA 3.4	VARIÁVEIS ESPAÇO-TEMPORAIS DO CICLO DA MARCHA – COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS	70
TABELA 3.5	AMPLITUDES ARTICULARES – COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS	71
TABELA 3.6	VARIÁVEIS CINÉTICAS – COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS	72
TABELA 3.7	VARIÁVEIS ESPAÇO-TEMPORAIS DO CICLO DA MARCHA – COMPARAÇÃO ENTRE PLANOS	80
TABELA 3.8	AMPLITUDES ARTICULARES – COMPARAÇÃO ENTRE PLANOS	81
TABELA 3.9	VARIÁVEIS CINÉTICAS – COMPARAÇÃO ENTRE PLANOS	86
TABELA 4.1	LOCALIZAÇÃO E POSICIONAMENTO DO ELETRODOS PROPOSTOS PELO SENIAM	107
TABELA 4.2	VARIÁVEIS ESPAÇO-TEMPORAIS	115
TABELA 4.3	VARIÁVEIS CINEMÁTICAS	115
TABELA 4.4	VARIÁVEIS ELETROMIOGRÁFICAS	116
TABELA 4.5	COEFICIENTE DE VARIAÇÃO MÉDIO DAS VARIÁVEIS ANGULARES, DURANTE A SUBIDA E DESCIDA DA RAMPA, ANTES (PRÉ) E APÓS (PÓS) OS EXERCÍCIOS DE ALONGAMENTO	118
TABELA 4.6	VARIÁVEIS CINEMÁTICAS REFERENTES A ORGANIZAÇÃO ESPAÇO-TEMPORAL DO CICLO DA MARCHA NAS CONDIÇÕES DE SUBIDA E DESCIDA DA RAMPA, ANTES (PRÉ) E APÓS (PÓS) OS EXERCÍCIOS DE ALONGAMENTO	119
TABELA 4.7	VARIÁVEIS CINEMÁTICAS ANGULARES NAS CONDIÇÕES DE SUBIDA E DESCIDA DA RAMPA, ANTES (PRÉ) E APÓS (PÓS) OS EXERCÍCIOS DE ALONGAMENTO	123
TABELA 4.8	PARÂMETROS ELETROMIOGRÁFICOS NAS CONDIÇÕES DE SUBIDA E DESCIDA DA RAMPA, ANTES (PRÉ) E APÓS (PÓS) OS EXERCÍCIOS DE ALONGAMENTO	124

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 2.1	CICLO DA MARCHA	22
FIGURA 2.2	ORGANIZAÇÃO DO CICLO DA MARCHA	22
FIGURA 2.3	FASES DA MARCHA	23
FIGURA 2.4	MOVIMENTO DE ÂNTERO E RETROVERSÃO DA PELVE DURANTE O CICLO DA MARCHA	25
FIGURA 2.5	MOVIMENTO DE ROTAÇÃO DA PELVE DURANTE O CICLO DA MARCHA	25
FIGURA 2.6	ATIVAÇÃO MUSCULAR DURANTE O CICLO DA MARCHA	26
FIGURA 2.7	CRONOMETRIA DOS MÚSCULOS DO MEMBRO INFERIOR DURANTE O CICLO DA MARCHA	27
FIGURA 2.8	DESLOCAMENTO ANGULAR DO QUADRIL, JOELHO E TORNOZELO NO TERRENO PLANO E INCLINADO	37
FIGURA 2.9	TRABALHO REALIZADO PELOS MEMBROS INFERIORES DURANTE A MARCHA ASCENDENTE E DESCENDENTE	39
FIGURA 2.10	MOMENTOS ARTICULARES AO REDOR DO QUADRIL DURANTE A MARCHA EM SUBIDA E DESCIDA	40
FIGURA 3.1	MARCHA DOS SUJEITOS NA RAMPA	62
FIGURA 3.2	REPRESENTAÇÃO DA ORGANIZAÇÃO DA ÁREA DE COLETA DURANTE A AVALIAÇÃO DA MARCHA	64
FIGURA 3.3	MODELO BIOMECÂNICO	65
FIGURA 3.4	FOTO DE UM SUJEITO COM OS MARCADORES POSICIONADOS	66
FIGURA 3.5	FORMA DE CÁLCULO DAS VARIÁVEIS CINÉTICAS ..	68
FIGURA 3.6	DESLOCAMENTOS ANGULARES DA ARTICULAÇÃO DO QUADRIL DOS GRUPOS ATI E SED, COMPARADOS AO GRUPO ADU, DURANTE A SUBIDA DA RAMPA	73
FIGURA 3.7	DESLOCAMENTOS ANGULARES DA ARTICULAÇÃO DO QUADRIL DOS GRUPOS ATI E SED, COMPARADOS AO GRUPO ADU, DURANTE A DESCIDA DA RAMPA	73
FIGURA 3.8	DESLOCAMENTOS ANGULARES DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO DOS GRUPOS ATI E SED, COMPARADOS AO GRUPO ADU, DURANTE A SUBIDA DA RAMPA	74
FIGURA 3.9	DESLOCAMENTOS ANGULARES DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO DOS GRUPOS ATI E SED, COMPARADOS AO GRUPO ADU, DURANTE A DESCIDA DA RAMPA	74
FIGURA 3.10	DESLOCAMENTOS ANGULARES DA ARTICULAÇÃO DO TORNOZELO DOS GRUPOS ATI E SED, COMPARADOS AO GRUPO ADU, DURANTE A SUBIDA DA RAMPA	75

FIGURA 3.11	DESLOCAMENTOS ANGULARES DA ARTICULAÇÃO DO TORNOZELO DOS GRUPOS ATI E SED, COMPARADOS AO GRUPO ADU, DURANTE A DESCIDA DA RAMPA	75
FIGURA 3.12	FORÇA HORIZONTAL (FY) E VERTICAL (FZ) DO PÉ DURANTE A FASE DE APOIO DO GRUPO ADU DURANTE A MARCHA EM TERRENO PLANO, SUBIDA E DESCIDA DA RAMPA	76
FIGURA 3.13	FORÇA HORIZONTAL (FY) E VERTICAL (FZ) DO PÉ DURANTE A FASE DE APOIO DO GRUPO ATI DURANTE A MARCHA EM TERRENO PLANO, SUBIDA E DESCIDA DA RAMPA	77
FIGURA 3.14	FORÇA HORIZONTAL (FY) E VERTICAL (FZ) DO PÉ DURANTE A FASE DE APOIO DO GRUPO SED DURANTE A MARCHA EM TERRENO PLANO, SUBIDA E DESCIDA DA RAMPA	78
FIGURA 3.15	DESLOCAMENTOS ANGULARES DO QUADRIL, JOELHO E TORNOZELO DO GRUPO ADU NAS TRÊS CONDIÇÕES EXPERIMENTAIS	82
FIGURA 3.16	DESLOCAMENTOS ANGULARES DO QUADRIL, JOELHO E TORNOZELO DO GRUPO ATI NAS TRÊS CONDIÇÕES EXPERIMENTAIS	83
FIGURA 3.17	DESLOCAMENTOS ANGULARES DO QUADRIL, JOELHO E TORNOZELO DO GRUPO SED NAS TRÊS CONDIÇÕES EXPERIMENTAIS	84
FIGURA 3.18	FORÇA HORIZONTAL (FY) E VERTICAL (FZ) DO GRUPO ADU DURANTE A MARCHA EM TERRENO PLANO, SUBIDA E DESCIDA DA RAMPA	87
FIGURA 3.19	FORÇA HORIZONTAL (FY) E VERTICAL (FZ) DO GRUPO ATI DURANTE A MARCHA EM TERRENO PLANO, SUBIDA E DESCIDA DA RAMPA	87
FIGURA 3.20	FORÇA HORIZONTAL (FY) E VERTICAL (FZ) DO GRUPO SED DURANTE A MARCHA EM TERRENO PLANO, SUBIDA E DESCIDA DA RAMPA	87
FIGURA 4.1	ORGANIZAÇÃO DA ÁREA DE COLETA	105
FIGURA 4.2	ÁREA DE COLETA UTILIZADA NO PRESENTE ESTUDO	106
FIGURA 4.3	REFERENCIAS ANATÔMICAS E POSICIONAMENTO DOS ELETRODOS PROPOSTOS PELO SENIAM	108
FIGURA 4.4	MODELO DO EQUIPAMENTO E ELETRODO UTILIZADOS	108
FIGURA 4.5	PROCESSO DE NORMALIZAÇÃO DA EMG E DETERMINAÇÃO DA CRONOMETRIA MUSCULAR ...	110
FIGURA 4.6	MODELO BIOMECÂNICO UTILIZADO	112
FIGURA 4.7	COLOCAÇÃO DOS MARCADORES E ELETRODOS DA EMG	113
FIGURA 4.8	PROTOCOLO DE EXERCÍCIOS DE ALONGAMENTO	114

FIGURA 4.9	DESLOCAMENTO ANGULAR DA ARTICULAÇÃO DO QUADRIL DURANTE A SUBIDA E DESCIDA DA RAMPA, PRÉ E PÓS EXERCÍCIOS DE ALONGAMENTO	120
FIGURA 4.10	DESLOCAMENTO ANGULAR DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO DURANTE A SUBIDA E DESCIDA DA RAMPA, PRÉ E PÓS EXERCÍCIOS DE ALONGAMENTO	121
FIGURA 4.11	DESLOCAMENTO ANGULAR DA ARTICULAÇÃO DO TORNOZELO DURANTE A SUBIDA E DESCIDA DA RAMPA, PRÉ E PÓS EXERCÍCIOS DE ALONGAMENTO	122
FIGURA 4.12	RMS DA EMG DURANTE A SUBIDA, ANTES E APÓS O EXERCÍCIO	125
FIGURA 4.13	RMS DA EMG DURANTE A DESCIDA, ANTES E APÓS O EXERCÍCIO	126
FIGURA 4.14	CRONOMETRIA MUSCULAR, DURANTE A SUBIDA DA RAMPA, NAS CONDIÇÕES ANTES E APÓS OS EXERCÍCIOS DE ALONGAMENTO	127
FIGURA 4.15	CRONOMETRIA MUSCULAR, DURANTE A DESCIDA DA RAMPA, NAS CONDIÇÕES ANTES E APÓS OS EXERCÍCIOS DE ALONGAMENTO	127

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	14
1.1. OBJETIVOS E PRESSUPOSTOS GERAIS	16
2. REVISAO DE LITERATURA	18
2.1. ATIVIDADE FÍSICA E ENVELHECIMENTO	18
2.2. A MARCHA HUMANA	21
2.2.1. Ações Musculares Durante a Marcha	26
2.3. O ENVELHECIMENTO E A MARCHA DO IDOSO	29
2.4. A MARCHA NO TERRENO INCLINADO.....	34
2.4.1. Variáveis Cinemáticas da Marcha em Terreno Inclinado	35
2.4.2. Variáveis Cinéticas e Forças de Reação do Solo (FRS) da Marcha em Terreno Inclinado	38
2.5. FLEXIBILIDADE E ALONGAMENTO	43
2.5.1. A Organização de um Programa de Treinamento da Flexibilidade	45
2.5.2. Técnicas de Execução dos Exercícios de Alongamento	45
2.5.3. O Volume e a Intensidade dos Exercícios de Alongamento	47
2.5.4. Flexibilidade e o Risco de Queda no Idoso	49
3. COMPARAÇÃO DA INFLUÊNCIA DE DIFERENTES VOLUMES DE ATIVIDADES SEMANAIS NO PADRÃO DA MARCHA DE JOVENS E IDOSAS, NO TERRENO PLANO E INCLINADO	54
3.1. INTRODUÇÃO	54
3.2. OBJETIVO	55
3.2.1. Objetivos Específicos	55
3.2.2. Hipóteses	56
3.3. METODOLOGIA	57
3.3.1. Amostra	57
3.3.2. Procedimentos Experimentais	58
3.3.3. Espaço Físico e Instrumentos	58
3.3.4. Modelo Biomecânico	62
3.3.5. Variáveis de Interesse	63
3.3.6. Tratamento Estatístico	65
3.4. RESULTADOS	66
3.4.1. Diferenças Entre os Grupos	66
3.4.2. Diferenças Entre os Terrenos	76
3.5. DISCUSSÃO	85
3.5.1. Diferenças Entre os Grupos	85
3.5.2. Diferenças Entre os Terrenos	93
3.6. CONCLUSÃO	97
4. EFEITO DE UMA SESSÃO DE EXERCÍCIOS DE ALONGAMENTO NO PADRÃO DA MARCHA DE MULHERES IDOSAS	98
4.1. INTRODUÇÃO	98
4.2. OBJETIVO	100
4.2.1. Objetivos Específicos	100
4.2.2. Hipóteses	100
4.3. METODOLOGIA	101
4.3.1. Amostra	101
4.3.2. Procedimentos Experimentais	101
4.3.3. Espaço Físico e Instrumentos	102
4.3.4. Modelo Biomecânico	108

4.3.5. Protocolo de Exercício	110
4.3.6. Variáveis de Interesse	112
4.3.7. Tratamento Estatístico	114
4.4. RESULTADOS	114
4.5. DISCUSSÃO	125
4.6. CONCLUSÃO	130
5. CONCLUSÕES FINAIS	131
REFERÊNCIAS	135
ANEXOS	149

1. INTRODUÇÃO

Com o aumento da expectativa de vida é cada vez mais importante determinar as mudanças que ocorrem nos padrões da marcha durante o processo de envelhecimento. Estudos epidemiológicos demonstraram que essas alterações do padrão da marcha quase sempre estão ligadas ao aumento do número de quedas em idosos (WINTER, 1991). Estima-se que o governo norte americano gaste anualmente cerca de 10 bilhões de dólares para o tratamento de idosos que sofreram lesões em decorrência de quedas. No Brasil, 30% dos idosos sofrem algum tipo de queda pelo menos uma vez ao ano. Essas quedas tem sua frequência aumentada em razão do avanço da idade. Entre os 65 e 74 anos, a ocorrência de pelo menos uma queda ao ano atinge 32% da população; entre os 75 e 84 anos, 35% dos idosos; e acima dos 85 anos, a incidência de pelo menos um acidente ao ano é de 51%. Entre 1984 e 1994 a participação das quedas na mortalidade nacional total passou de 3% para 4,5%, sendo este tipo de acidente responsável por aproximadamente 70% das mortes acidentais em indivíduos com mais de 75 anos (PEREIRA et al., 2001). Lesões deste tipo geralmente requerem internamento hospitalar (HONEYCUTT e RAMSEY, 2002; SCARBOROUGH et al., 1999), limitam a mobilidade e diminuem a habilidade funcional do indivíduo, mesmo após sua recuperação. Os problemas decorrentes deste tipo de acidente geralmente induzem uma redução no volume de atividades físicas, resultando em isolamento social, perda da independência e necessidade prematura de cuidados mais intensivos (HONEYCUTT e RAMSEY, 2002).

Algumas alterações no padrão da marcha decorrem de degenerações do complexo músculo-tendíneo em razão de processos naturais de envelhecimento, que acarretam aumento da tensão e diminuição das propriedades visco-elásticas (ALTER, 1999) e influenciam o padrão da marcha (KERRIGAN et al., 2003; KERRIGAN et al., 2001a). Isso causa sensível redução do comprimento do passo e consequentemente da velocidade da marcha (DARENT-MOLINA et al., 1996), que é um dos indicativos mais fortes de predisposição à quedas. Outras alterações causadas pelo envelhecimento envolvem a inclinação anterior exagerada da

pelve, diminuição da elevação do pé na fase de balanço e redução nas amplitudes angulares das articulações do quadril, joelho e tornozelo (PRINCE et al., 1997; WINTER, 1991). Além do envelhecimento, a falta de atividades físicas regulares também pode influenciar de maneira similar tanto as propriedades visco-elásticas do complexo músculo-tendíneo e a capacidade de geração de força da musculatura (KUBO et al., 2000).

Além de mudanças internas que ocorrem com o passar dos anos, mudanças no ambiente também podem ser um fator desencadeante deste risco de acidentes. A demanda de locomoção diária muitas vezes exige que pequenos e grandes obstáculos sejam ultrapassados a fim de se conseguir chegar ao objetivo determinado. Degraus, escadas e superfícies inclinadas podem estar presentes neste contexto, e é de suma importância que o sujeito possua as habilidade e capacidades físicas necessárias para que alterações na superfície possam ser vencidas.

Como forma de facilitar a locomoção aos mais diversos locais, de pessoas de menor capacidade ou com necessidades especiais, recomenda-se a construção de rampas para a facilitação do acesso. A construção das rampas no Brasil é normatizada pela ABNT (2004) que determina o tamanho e a inclinação máxima para este tipo de estrutura. As rampas foram concebidas para facilitar o acesso, entretanto não está claro a demanda exigida neste tipo de locomoção sobre a organização espaço-temporal da marcha humana, especialmente em sujeitos acima de 60 anos de idade, que tem comprometimentos e processos degenerativos que alteram seu desempenho na tarefa.

A associação das limitações físicas intrínsecas ao indivíduo sexagenário, com mudanças na demanda imposta pelo ambiente, podem ser um fator de aumento para o risco de acidentes durante essa tarefa, tendo em vista que existem limitações na literatura a respeito do comportamento do indivíduo idoso durante seu deslocamento neste tipo de superfície. Durante a locomoção em rampas ocorrem mudanças na organização dos parâmetros cinemáticos da marcha. Alguns estudos (SUN et al., 1996; KAWAMURA et al., 1991) identificaram uma redução no comprimento do passo durante a descida que é proporcional à inclinação da rampa, enquanto que durante a subida, o aumento do comprimento do passo acompanha o aumento do

ângulo de inclinação (LEROUX et al., 2002). Outros estudos identificaram modificações nos deslocamentos e picos de flexão e extensão articulares e nos componente das forças de reação do solo (FRS) durante a transposição de planos inclinados (MCINTOSH et al., 2006). Essas alterações nos parâmetros da marcha, provavelmente sejam acentuadas pelos processos de envelhecimento e podem desenvolver um caminhar mais suscetível às quedas se comparado a marcha em superfície plana.

A marcha em rampas faz parte da rotina de idosos independentes e identificar os fatores que limitam tais deslocamento é necessário. A realização de atividades físicas sistematizadas tem sido apontada como capaz de reduzir os efeitos degenerativos do envelhecimento. Estudos têm demonstrado que exercícios de alongamento contribuem para a redução do risco de quedas durante a marcha (CRISTOPOLISKI et al., 2009; KERRIGAN et al., 2003; KERRIGAN et al., 2001a; KERRIGAN et al., 1998). Os efeitos agudos de rotinas de alongamento também causam modificações transientes na marcha (RODACKI et al., 2008) e podem ser aplicados para replicar os efeitos de programas de treinamento de flexibilidade.

Deste modo, torna-se importante determinar que fatores podem limitar o deslocamento de idosos menos e mais ativos durante a subida e descida de rampas, e identificar como os exercícios de alongamento podem contribuir para a redução de tais limitações.

1.1. OBJETIVOS E PRESSUPOSTOS GERAIS

Determinar o comportamento motor da marcha de mulheres adultas e idosas, em superfície inclinada (subida e descida) e identificar limitações causadas durante a marcha em função do volume de atividades físicas realizadas semanalmente. Além disso, o estudo visou analisar a influência do alongamento dos músculos flexores do quadril na redução das limitações encontradas durante a marcha em superfície inclinada.

Para cumprir com o objetivo geral, um conjunto de estudos foi elaborado. Assim, o primeiro capítulo experimental aborda os aspectos cinemáticos e cinéticos da marcha em superfície plana e inclinada, em função do efeito crônico de diferentes volumes de atividades físicas dos idosos. O

segundo capítulo investiga a influência de uma única sessão de exercícios de alongamento nos parâmetros cinemáticos e eletromiográficos da marcha de mulheres idosas.

Acredita-se que os idosos que realizam um menor volume de atividades físicas semanais apresentam parâmetros da marcha (no terreno plano e inclinado) diferentes dos sujeitos jovens. Os idosos com maior volume semanal de atividades, apresentam uma marcha mais similar aos indivíduos jovens, em razão dos efeitos que esse maior volume de atividade física promove na manutenção da aptidão física do indivíduo.

Espera-se que os efeitos agudos dos exercícios de alongamento possam contribuir de forma positiva para a redução das limitações mecânicas causadas pelo processo de envelhecimento, permitindo ao indivíduo, mesmo que de forma temporária, desenvolver um padrão de marcha mais estável.

2. REVISÃO DE LITERATURA

A revisão de literatura a seguir apresentará inicialmente a relação entre a prática de atividades físicas e o processo de envelhecimento. Logo após será apresentada uma revisão sobre a marcha humana, termos e definições utilizadas, além da descrição do que é considerado um padrão motor cinemático e cinético maduro, seguro e econômico da execução desta tarefa. Posteriormente, o padrão senil será destacado, inicialmente para a locomoção em terreno plano, como forma de se evidenciar quais são as diferenças deste padrão (senil) para o previamente apresentado (adulto jovem). A seguir, a marcha em terreno inclinado (subida e descida) será descrita, e as alterações do padrão da marcha causadas por essa mudança de tarefa serão destacadas. Finalmente serão apresentadas as diferentes metodologias de execução de exercícios de alongamento, assim como seus efeitos crônicos e temporários sobre as características do complexo músculo-tendíneo. Ao longo de todo o texto serão utilizados argumentos e evidências que demonstram que diferentes níveis de atividades físicas semanais, assim como os efeitos agudos do exercícios de alongamento, podem influenciar de maneira significativa o padrão da locomoção, em especial no sujeito idoso.

2.1. ATIVIDADE FÍSICA E ENVELHECIMENTO

O envelhecimento é um processo multifatorial, envolvendo alterações neurobiológicas, funcionais e de ordem química. Essas alterações sofrem influência de fatores ambientais e socioculturais como o estilo de vida, a dieta e a prática sistematizada de exercício (SANTOS et al., 2009). As mudanças biológicas e fisiológicas estão primeiramente associadas à redução da massa e força muscular. Essas mudanças na qualidade e quantidade de massa magra reduzem drasticamente a funcionalidade e mobilidade do idoso (SEENE e KAASIK, 2012).

O baixo volume de atividades físicas tem sido geralmente associado ao aumento do risco de mortalidade, principalmente entre os idosos. Dados transversais indicam que idosos que apresentam grandes períodos de sedentarismo (70,5% das mulheres e 73,5% dos homens), tem pelo menos

cinco vezes mais chances de morte por doenças associadas à falta de atividades físicas, do que seus pares mais ativos (KOSTER et al., 2012).

A redução da massa muscular acaba por influenciar diretamente a aptidão física, a mobilidade e a independência do idoso. No final dos anos 80, foi utilizado pela primeira vez o termo sarcopenia para descrever a redução da massa muscular em razão do envelhecimento. Como essa redução é parte do processo fisiológico natural de envelhecimento, alguns autores utilizam o termo sarcopenia para definir uma doença somente quando ela está associada a limitações funcionais (SILVA et al., 2006).

Estima-se que a partir dos 40 anos ocorra a redução de 5% da massa muscular a cada década, com declínio mais rápido a partir dos 65 anos, principalmente nos membros inferiores. Nos homens, a redução é mais evidente, principalmente em razão da redução das concentrações dos hormônios GH e IGF-1. Entretanto, as mulheres sofrem mais os efeitos desta doença, em razão da maior expectativa de vida e alta prevalência de limitações funcionais (SILVA et al., 2006). Essa redução da massa muscular interfere diretamente na capacidade de geração de força e por consequência na mobilidade e independência do idoso.

Além do nível de treinamento, a idade e o sexo estão entre os fatores que mais influenciam o comportamento da força muscular ao longo da vida. Algumas tendências gerais podem ser estipuladas quanto a redução da capacidade contrátil ao longo da vida, apesar de existirem especificidades quanto à redução da massa, força e resistência em alguns grupos musculares (SILVA NETO et al., 2012).

A perda da massa e força muscular interfere diretamente na capacidade do idoso em manter o equilíbrio em atividades dinâmicas como a marcha, reduzindo assim sua mobilidade (PEDRINELLI et al., 2009). A mobilidade é definida como a capacidade ou habilidade de se mover dentro ou entre os ambientes em que se está inserido, sendo fundamental para que o idoso possa usufruir de uma vida saudável e ativa (PROHASKA et al., 2011). Alterações encontradas no padrão da marcha e na mobilidade dos idosos podem estar relacionadas a mudanças nas características musculares e ósseas, o que altera a posição do tronco e reduzem a capacidade de manutenção do equilíbrio durante as atividades diárias (HIROSE et al., 2004).

Como consequência o idoso, principalmente o inativo, perde com maior velocidade sua capacidade de transporte e mobilidade, reduzindo a qualidade e a expectativa de vida (PROHASKA et al., 2011).

Para se reduzir o risco de acidentes, recomenda-se a prática sistematizada de atividades que contribuam para a manutenção ou recuperação do equilíbrio. Para que os benefícios do exercícios sobre o equilíbrio possam ser alcançados, principalmente em indivíduos quedantes, recomenda-se a realização de atividades por um longo período de tempo, como forma de profilaxia à ocorrência de quedas. Estudos longitudinais mostraram que o exercício em geral reduz em 10% o risco de quedas no idoso após um ano de realização sistemática. Exercícios específicos para o equilíbrio podem reduzir a ocorrência de quedas em até 17% após um ano de realização (JUDGE, 2003).

Exercícios que promovam o desenvolvimento do equilíbrio e o aumento da flexibilidade articular (KERRIGAN et al., 2003) são indicados para a melhora da capacidade funcional dos idosos. O estudo conduzido por Alfieri et al. (2010) demonstrou que as intervenções com exercícios multissensoriais (ex.: caminhar sobre diferentes texturas, andar em diferentes direções, desviar de obstáculos durante a locomoção) são mais efetivas para o aumento da capacidade de mobilidade dos idosos, do que exercícios de força. Segundo os autores, a especificidade do treinamento multissensorial produziu estímulos mais específicos para a melhora da mobilidade, e permitiu que os mecanismos de controle do movimento pudessem ser aprimorados.

Guimarães e Farinatti (2005) associaram as principais alterações ocorridas durante o processo natural de envelhecimento com o relato recordatório da ocorrência de quedas em uma amostra de idosos. Foi encontrada relação de aumento da incidência deste tipo de acidente com o acometimento de distúrbios visuais e perda de capacidade flexível nos membros inferiores, além da utilização de medicamentos. Quanto maior era a supressão visual, a perda da flexibilidade e o uso de drogas, maior a incidência de quedas. A American Geriatric Society et al. (2001) destaca, além dos fatores citados acima, como fatores associados ao aumento do risco de quedas durante a marcha, a redução da capacidade contrátil, dificuldade de manutenção da postura e equilíbrio, uso de assistência externa

(ex.: bengala), acometimento de artrite, redução dos níveis de atividade física diárias, depressão, problemas cognitivos e idade acima dos 80 anos. Desta forma se estabelece claramente um padrão de movimento específico e característico do sujeito idoso, geralmente associado à um risco aumentado da ocorrência de quedas (WATELAIN et al., 2000).

Deste modo, baixos níveis de atividades físicas e a ausência da prática de exercícios regulares, que propiciem o desenvolvimento muscular e cardiorrespiratório, estão geralmente associados ao aumento da ocorrência de doenças, levando o idoso a gradativa perda de mobilidade e independência. A realização de um volume mínimo adequado de atividades físicas podem retardar e minimizar os efeitos degenerativos causados pelo envelhecimento. A prática regular de atividades físicas pode contribuir para a manutenção da mobilidade, preservando a independência e a qualidade de vida dos idosos durante o envelhecimento.

2.2. A MARCHA HUMANA

Andar é um dos movimentos humanos mais naturais, existindo com a finalidade de transportar o corpo com segurança e eficiência através do terreno desejado. Aprende-se a caminhar nos primeiros anos de vida, adquirindo-se uma relativa estabilidade de movimento ao redor dos 4 anos de idade (SUTHERLAND, 1997) e mantendo-se o padrão considerado como maduro aproximadamente dos 7 aos 60 anos, sendo que com o envelhecimento existe um declínio gradativo da performance (PRINCE et al., 1997). O sujeito idoso apresenta características muito marcantes na maneira de caminhar, com parâmetros diferentes do adulto jovem, que acabam por delimitar um padrão senil da marcha (MURRAY et al., 1969).

O ciclo da marcha é definido como o intervalo de tempo durante o qual uma sucessão de eventos regulares é completada (ROSE e GAMBLE, 1994). Por convenção internacional, os laboratórios de análise de marcha descrevem a trajetória seguida pelo membro inferior direito. Os principais eventos observados em um ciclo são: o contato inicial do calcanhar com o solo, o apoio sobre um pé, a retirada do pé do solo, a oscilação do membro à frente e o novo contato. Os contatos regulares do calcanhar contra o solo

delimitam duas importantes medidas para a análise do movimento: o comprimento da passada (*stride length*) e o comprimento do passo (*step length*). O comprimento da passada é definido pela distância linear entre dois contatos consecutivos do calcanhar do mesmo pé contra o solo. Essa distância determina um ciclo completo da marcha. A figura 2.1 e a figura 2.2 apresentam um resumo esquemático do ciclo da marcha e suas principais fases.

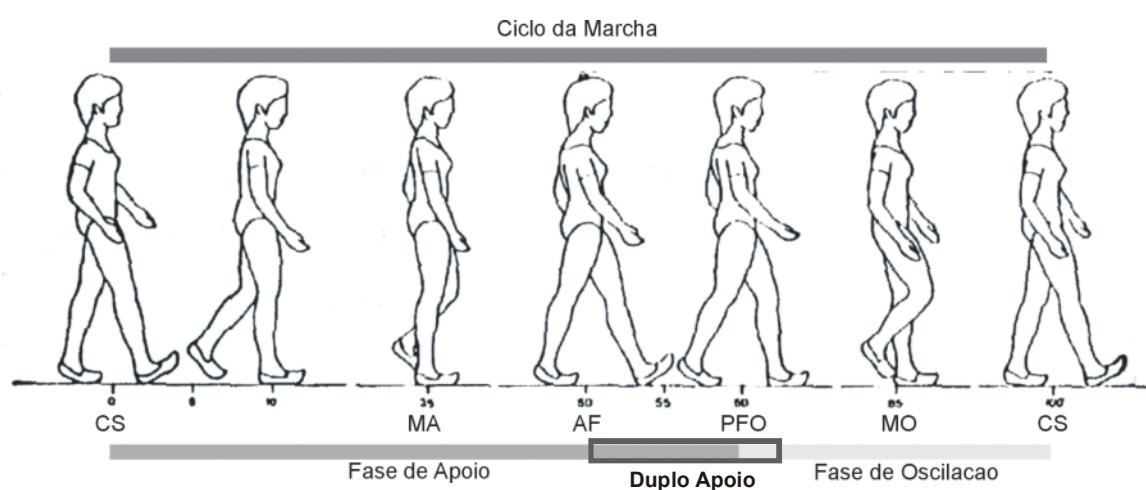


FIGURA 2.1 – CICLO DA MARCHA. CS = CONTATO COM O SOLO; MA = MEIO DA FASE DE APOIO; AF = APOIO FASE FINAL; PFO = PRÉ FASE DE OSCILAÇÃO; MO = MEIO DA FASE DE OSCILAÇÃO (ADAPTADO DE GIANNINI et al., 1994).

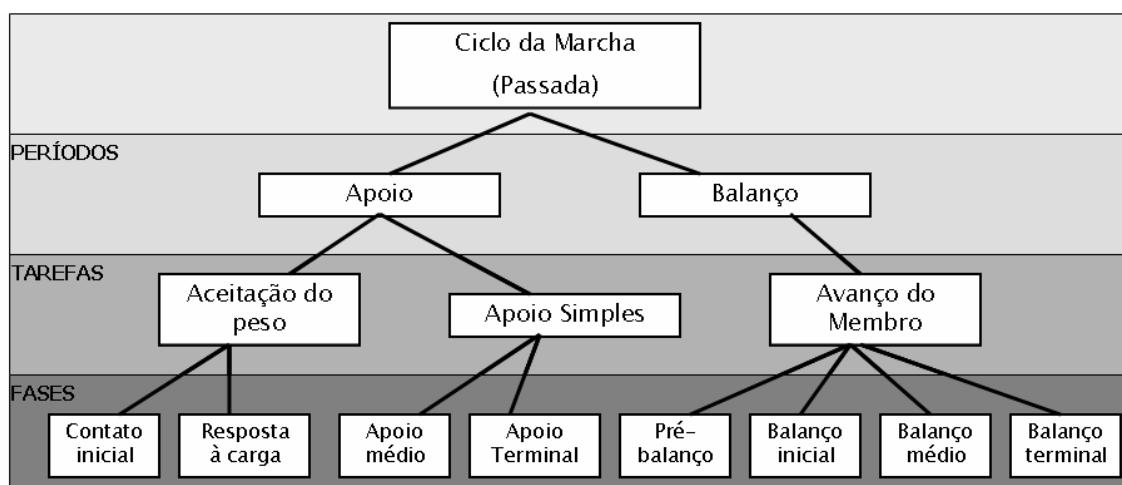
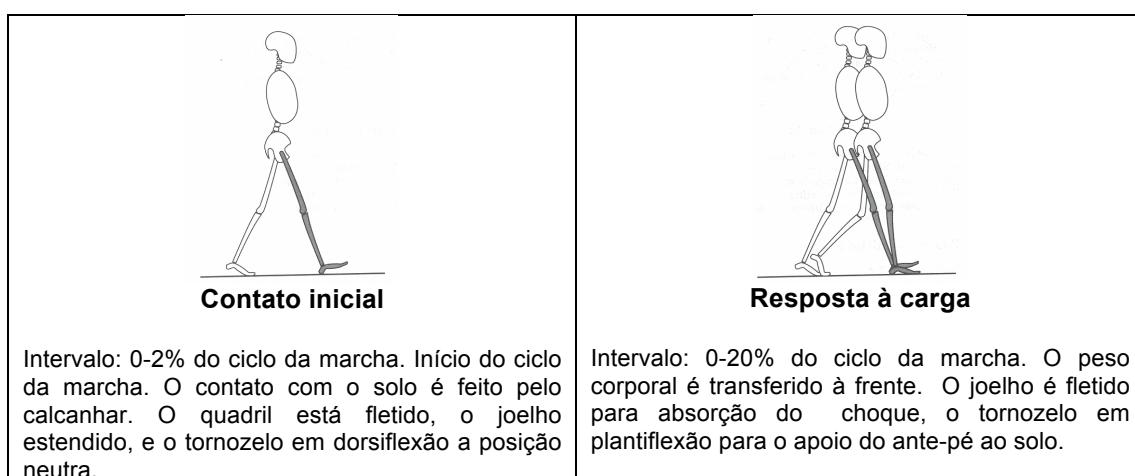


FIGURA 2.2 – ORGANIZAÇÃO DO CICLO DA MARCHA (ADAPTADO DE PERRY, 2005)

Em um plano sagital, as articulações do quadril, joelho e tornozelo apresentam um padrão de movimentação muito bem definido, realizando flexões e extensões sincronizadas em razão do momento do ciclo da marcha em que se encontram. O quadril inicia o passo em leve flexão, passando a estender até o instante em que o pé deixa o solo. Após a liberação do membro, o quadril volta então a flexionar-se com o objetivo de lançá-lo para frente, a fim de executar o próximo passo.

O joelho inicia o ciclo da marcha em extensão quase completa. Após o contato do pé com o solo, ele realiza uma leve flexão, aceitando a carga imposta por toda a parte superior do tronco, e então volta a estender, criando um impulso para ajudar no lançamento do membro à frente após a retirada do pé do solo. Durante a fase de oscilação, o joelho flexiona-se diminuindo o tamanho do membro e aumentando a elevação do pé em relação à superfície.

A articulação do tornozelo inicia o passo em leve flexão e estende-se após o contato inicial, com a finalidade de aumentar a área de apoio do pé. A partir daí inicia-se uma nova flexão enquanto todo o conjunto superior age como um pêndulo utilizando o pé como ponto fixo. A flexão termina com a retirada do pé do solo, iniciando uma rápida extensão que ajudará no lançamento do membro à frente. Na fase de oscilação, juntamente com a flexão do joelho, existe também a flexão do tornozelo, com a finalidade de aumentar a elevação do pé em relação ao solo (VIEL, 2001; ROSE e GAMBLE, 1994). Uma descrição detalhada de cada uma das fases da marcha e os respectivos eventos ocorridos se encontra na figura 2.3.



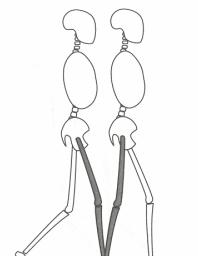
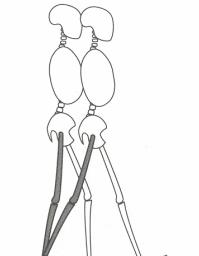
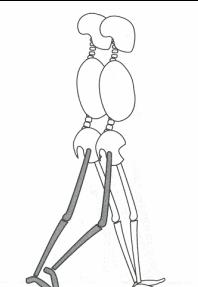
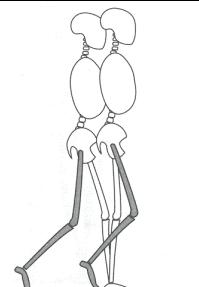
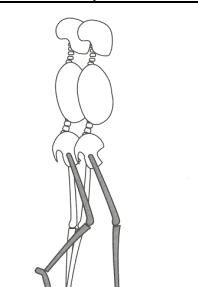
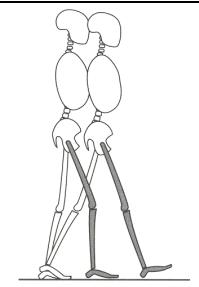
 <p>Apoio médio</p> <p>Intervalo: 10-30% do ciclo da marcha. Início do apoio unipodal, o MMII avança sobre o pé de apoio através da dorsiflexão do tornozelo, enquanto o joelho e o quadril estão em extensão.</p>	 <p>Apoio terminal</p> <p>Intervalo: 30-50% do ciclo da marcha. Ainda em apoio unipodal, o calcanhar perde contato com o solo e o MMII avança sobre o ante-pé. O joelho aumenta sua extensão e logo após inicia a flexionar-se. O quadril aumenta sua extensão.</p>
 <p>Pré-balanco</p> <p>Intervalo: 50-60% do ciclo da marcha. Contato com o solo do MMII oposto inicia o duplo apoio. Aumento da planti-flexão e da flexão do joelho e redução da extensão do quadril.</p>	 <p>Balanco inicial</p> <p>Intervalo: 60-73% do ciclo da marcha. O pé perde contato com o solo e o MMII avança pela flexão do quadril e pelo aumento da flexão do joelho.</p>
 <p>Balanco médio</p> <p>Intervalo: 73-87% do ciclo da marcha. Avanço anterior do MMII pela flexão do quadril. O joelho estende em resposta à gravidade enquanto o tornozelo permanece em dorsiflexão.</p>	 <p>Balanco final</p> <p>Intervalo: 87-100% do ciclo da marcha. O avanço do MMII é completado pela extensão do joelho. O quadril mantém sua flexão anterior e o tornozelo permanece de dorsiflexão à posição neutra.</p>

FIGURA 2.3 – FASES DA MARCHA (ADAPTADO DE PERSCH, 2008)

O membro que avança é acompanhado de uma rotação da pelve no mesmo sentido, assim como de uma ântero-versão pélvica (Figura 2.4) a fim de aumentar a amplitude do movimento. Esta ação de rotação da pelve (Figura 2.5) é denominada passo pélvico (VIEL, 2001), e aumenta proporcionalmente à velocidade de deslocamento do sujeito. Do lado do pé

que deixou o solo e avança para ganhar terreno, a pelve abaixa-se com uma queda controlada por uma fina regulagem dos estabilizadores laterais do quadril (VIEL, 2001) como o glúteo mínimo e o glúteo médio (VAUGHAN et al., 1993)

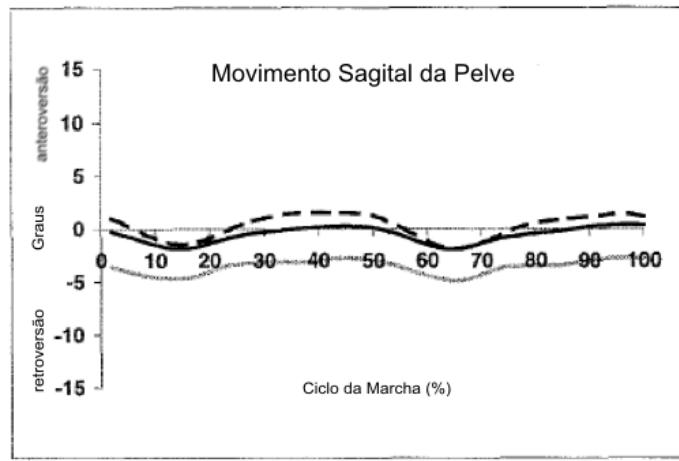


FIGURA 2.4 – MOVIMENTO DE ÂNTERO E RETROVERSÃO DA PELVE DURANTE O CICLO DA MARCHA. LINHA SÓLIDA ESCURA – IDOSOS; LINHA TRACEJADA – IDOSOS EM VELOCIDADE ACELERADA; LINHA SÓLIDA CLARA – JOVENS (ADAPTADO DE KERRIGAN et al., 1998).

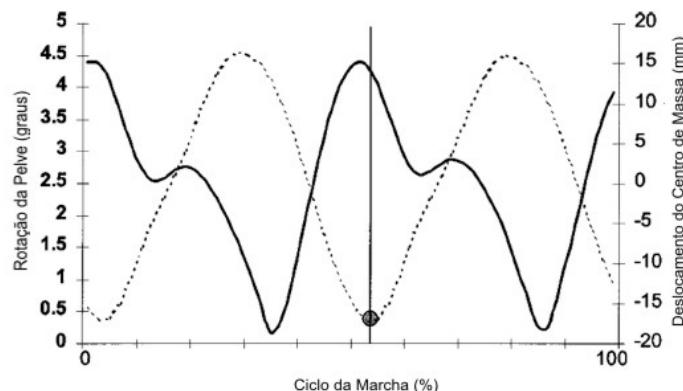


FIGURA 2.5 – MOVIMENTO DE ROTAÇÃO DA PELVE DURANTE O CICLO DA MARCHA. A LINHA SÓLIDA REPRESENTA O MOVIMENTO DA PELVE E A LINHA TRACEJADA O DESLOCAMENTO DO CENTRO DE MASSA (ADAPTADO DE KERRIGAN et al., 2001b)

Durante a marcha ocorre uma sucessão de rotações da pelve sobre a cabeça do fêmur que serve de sustentação, e que muda a cada apoio unipodal. A sincronia dos movimentos dos membros inferiores e da pelve dá à marcha o seu aspecto normal. O valor dessa rotação está entre 4° e 10° de cada lado, dependendo do tamanho do sujeito e da velocidade da marcha.

Em função dessa alternância de pontos de apoio entre o pé esquerdo e o direito, a pelve também se desloca lateralmente. Esse deslocamento varia de 2,5 cm a 4 cm dependendo do formato pélvico e das características antropométricas do indivíduo. A sincronia dos movimentos do quadril e da rotação da pelve não parece ser influenciada pelo sexo ou idade, embora as variações inter-sujeitos sejam marcantes (VIEL, 2001).

2.2.1. Ações Musculares Durante a Marcha

Os músculos desempenham papel fundamental para o correto desencadeamento da marcha. De forma sincronizada e organizada (Figura 2.6 e 2.7) a musculatura dos membros inferiores desempenha três funções distintas durante a locomoção: a frenagem dos segmentos empurrados pela energia cinética, o amortecimento dos choques e das vibrações e a aceleração dos segmentos em uma medida bastante fraca (VIEL, 2001).

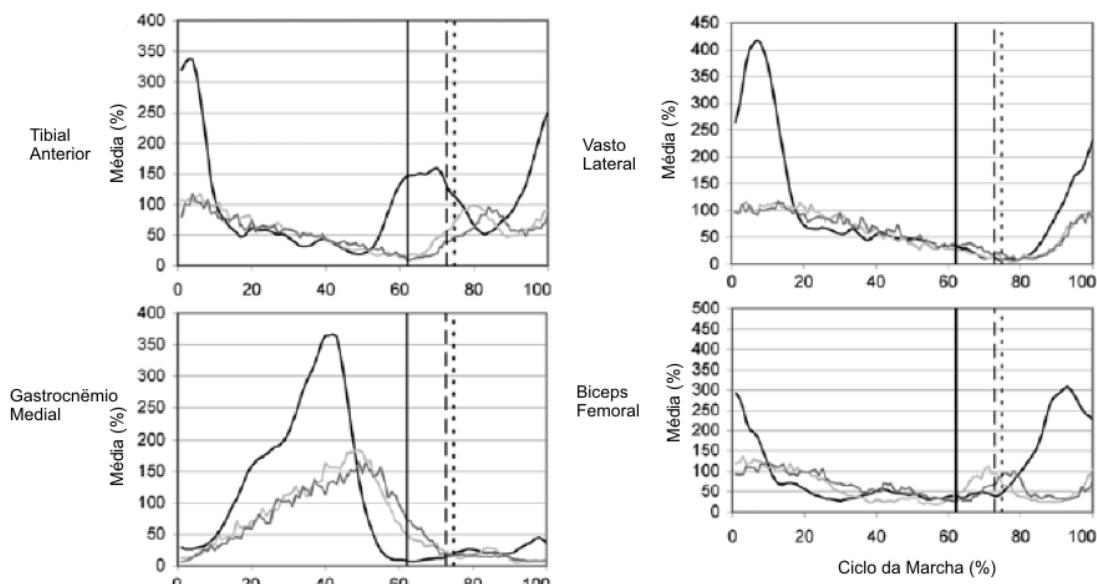


FIGURA 2.6 – ATIVAÇÃO MUSCULAR DURANTE O CICLO DA MARCHA. LINHA ESCURA – VELOCIDADE CONFORTÁVEL; LINHA CINZA CLARO – VELOCIDADE DE $0,2\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$; LINHA CINZA ESCURO – VELOCIDADE DE $0,3\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$ (ADAPTADO DE NYMARK et al., 2005).

Durante a fase de apoio ou sustentação percebe-se uma pronunciada atividade muscular com o intuito de equilibrar todo o peso do corpo que repousa sobre um pé. Durante a fase de oscilação do ciclo, o trabalho

muscular é pouco marcado, consistindo de uma regulagem da rigidez ativa com o objetivo de frear o segmento oscilante, e de uma contração antecipatória, garantindo dessa forma o amortecimento do choque que vem a seguir (VIEL, 2001).

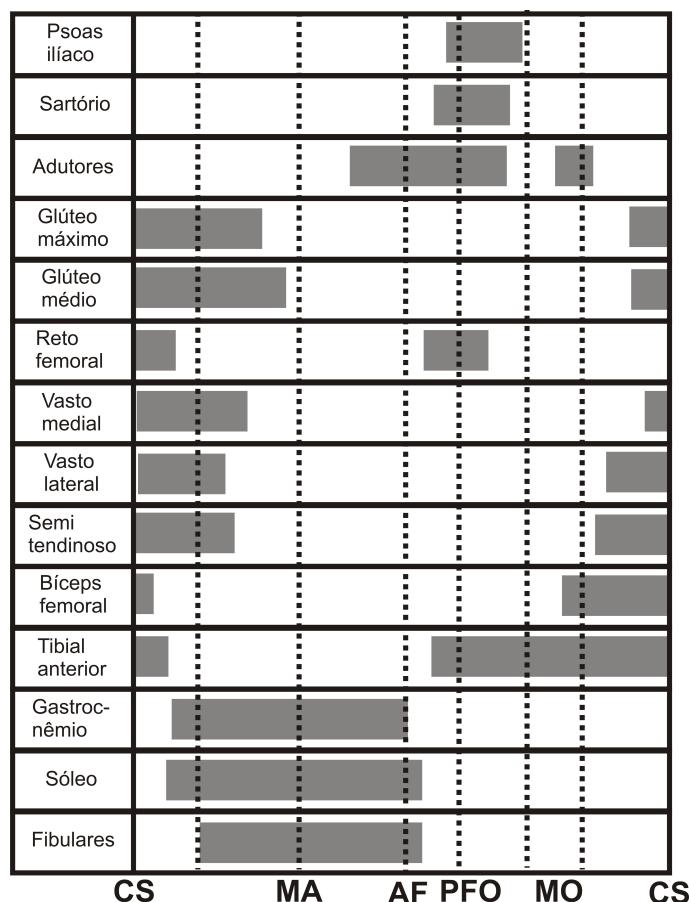


Figura 2.7 – CRONOMETRIA DOS MÚSCULOS DO MEMBRO INFERIOR DURANTE O CICLO DA MARCHA. CS – CONTATO COM O SOLO; MA – MEIO DA FASE DE APOIO; AF – APOIO FINAL; PFO – PRÉ FASE DE OSCILAÇÃO; MO – MEIO DA FASE DE OSCILAÇÃO (ADAPTADO DE VIEL, 2001).

Mesmo antes do contato do calcanhar com o solo, a musculatura da parte anterior da perna está em pré-tensão, contribuindo para amortecer o impacto e impedir que o pé toque bruscamente o solo. Ao redor do joelho existe uma contração antecipada da musculatura do quadríceps para evitar uma flexão em demasia. Para estabilizar a pelve, os músculos laterais, principalmente glúteo médio e glúteo deltóide de Farabeuf, aumentam sua tensão e permanecem ativos durante toda a fase de apoio (VIEL, 2001).

No momento em que o indivíduo se encontra apoiado sobre um pé, 60% de todo peso corporal passa para a vertical. É neste momento em que se manifestam as maiores atividades musculares, podendo ser divididas em estabilidade ântero-posterior e estabilidade lateral (ROSE e GAMBLE, 1994).

O joelho permanece levemente flexionado ao redor de 15° a 20° durante grande parte desta fase. O quadríceps age principalmente no momento em que o membro aceita a carga imposta pelo corpo, evitando uma flexão exagerada do membro que está no solo. Ao final da fase de apoio, o joelho se estende até atingir cerca de 3° a 5° de flexão (uma extensão quase completa) e a seguir, quando o membro está prestes a deixar o solo ele se flexiona até atingir um valor entre 7° e 10° (VIEL, 2001).

O tríceps sural (gastrocnêmio e sóleo) garante a estabilidade do joelho utilizando o pé como inserção de ancoragem e agindo por visco-elasticidade sobre o platô tibial. Mecanicamente, a estabilização do joelho pelo tríceps sural só pode ser compreendida com o pé no solo, onde o segmento tibial no final da fase de apoio avança menos rapidamente que o segmento da coxa, acarretando uma tendência a estabilização do joelho (VIEL, 2001).

Na região proximal a estabilidade lateral da pelve deve-se basicamente aos músculos do glúteo mínimo, glúteo médio e tensor da fáscia lata, que ficam ativos durante a primeira parte do ciclo. A tensão dura até 30% do ciclo para o glúteo médio e até 40% do ciclo para o tensor da fáscia lata. Também a musculatura adutora é contraída no momento do contato com o solo para aumentar essa estabilidade da pelve (VIEL, 2001)

Com exceção da face anterior da perna que se mantém ativa com o objetivo de evitar a queda do pé, todos os outros músculos ativos na fase de apoio cessam sua atividade. Os flexores do quadril têm uma breve ação, entre eles o reto femoral que desempenha função de flexionar o quadril da perna oscilante e frear a flexão do joelho induzida pela inércia do segmento movimentado. O músculo do psoas está ativo neste mesmo período auxiliando na flexão do quadril. Os adutores também ajudam na flexão do quadril e controlam a estabilidade de rotação do membro inferior oscilante (VIEL, 2001).

Os adutores entram em ação no momento em que o calcanhar deixa o solo, empurrando à frente o segmento da coxa, fazendo-o passar de rotação

interna relativa a rotação externa relativa. Após a passagem da perna à frente, os músculos isquiosurais entram em contração antes do contato do pé com o solo, freando o joelho. Eles continuam sua ação, estabilizando o joelho por uma co-ativação com o quadríceps (VIEL, 2001)

Um modelo que explica com clareza os balanços dinâmicos tanto ântero-posteriores (A-P) quanto médio-laterais (M-L) é o do pêndulo invertido proposto por Winter (1995). Nesse modelo o corpo humano durante a marcha é considerado como um pêndulo, com o ponto de fixação localizado no pé em contato com o solo. Todo o complexo cabeça-tronco-braços (CTB) acaba por deslocar-se por sobre esse ponto fixo de maneira ereta. Essa posição do CTB é basicamente delimitada com a ação da musculatura flexora e extensora ao redor do quadril, que comanda a correção das oscilações A-P. Já as oscilações M-L são controladas prioritariamente pela musculatura abductora do quadril, com influência muito pequena da musculatura adutora dessa região. Na articulação do tornozelo, todo o peso do corpo é suportado por uma pequena porção lateralizada do pé em contato com o solo. O modelo prediz que durante a fase unipodal todo o complexo CTB está em relativa queda anterior e lateral a fim de encontrar a futura posição do pé lançado à frente (WINTER, 1995).

Deste modo fica claro que o padrão da marcha considerado como normal é muito claro e bem documentado na literatura. Entretanto, é importante determinar alterações no padrão da marcha em populações específicas, causados pelo envelhecimento ou a falta de exercícios regulares. Estudos que objetivam a determinação de fatores que possam gerar limitações no desenvolvimento da marcha normal, como a descrita neste capítulo, são fundamentais. O envelhecimento e o sedentarismo podem influenciar de maneira negativa a capacidade de deslocamento, principalmente dos idosos, levando ao desenvolvimento de um padrão menos eficiente e mais suscetível a acidentes.

2.3. O ENVELHECIMENTO E A MARCHA DO IDOSO

A primeira e evidente mudança na marcha do idoso em relação ao indivíduo jovem diz respeito à redução do tamanho do passo e da velocidade

de deslocamento. Sujeitos idosos apresentam um passo significativamente menor e apesar de uma cadênci a mais elevada, uma reduzida velocidade horizontal (RILEY et al., 2001; DEVITA e HORTOBAGYI, 2000). A redução da largura do passo também pode interferir diretamente na segurança durante o deslocamento, pois limita as possibilidades de oscilações do centro de massa no sentido médio-lateral (LUGADE et al., 2011). Parte dessa redução acontece em razão da diminuição das capacidades flexíveis da musculatura, em especial ao redor do quadril, que acaba por limitar a extensão dessa articulação no final da fase de apoio e influenciar negativamente o tamanho do passo (RILEY et al., 2001; KERRIGAN et al., 2003; KERRIGAN et al., 2001a; KERRIGAN et al., 1998).

Vários estudos encontraram reduções da velocidade e do tamanho do passo, além de diminuição nas amplitudes articulares de todos os movimentos, em todas as articulações, principalmente dos membros inferiores (VAN DIEËN et al., 2005; HUNT et al., 1993a; HUNT et al., 1993b; HOLT et al., 1993). Geralmente se assume que isso seja na verdade uma estratégia adotada pelo sujeito, em razão da perda de sua capacidade funcional, para aumentar a estabilidade durante a marcha (VAN DIEËN et al., 2005).

Essas reduções do tamanho do passo e consequente redução da velocidade podem influenciar outros parâmetros encontrados na análise da marcha do idoso, como os torques articulares e as pressões plantares (ALLET et al., 2011). Hessert et al. (2005) avaliou a distribuição da pressão plantar durante a marcha controlada em uma esteira rolante. O pé do sujeito foi dividido em áreas para fins de comparação com o grupo de indivíduos jovens. Encontrou-se significativa diferença em dois pontos específicos da região plantar durante a fase de apoio: a região medial e lateral do calcanhar e a região do hálux. Em ambas, os idosos apresentaram redução da pressão plantar relativa ao peso corporal em comparação aos indivíduos mais jovens.

A contração muscular do idoso durante a marcha pouco difere do sujeito mais jovem em relação à cronometria muscular (VIEL, 2001). Entretanto os idosos apresentam uma maior co-ativação de músculos antagonistas durante movimentos dos membros inferiores, o que torna as contrações e movimentos articulares menos eficientes (HORTOBAGYI et al.,

2009). Diferenças nos torque e FRS encontradas entre jovens e idosos são resultado da diminuição das capacidades de gerar tensão, reduzidas no idoso em razão de processos degenerativos naturais ao envelhecimento (LAROCHE et al., 2011). Porém, a movimentação das articulações e dos segmentos apresenta características de um padrão de marcha que pode ser classificado como senil. No sujeito idoso as articulações do quadril, joelho e tornozelo comportam-se com padrão similar ao do adulto jovem, porém com menores amplitudes de movimentação (MURRAY et al., 1969).

Os picos de extensão do quadril e flexão do joelho durante a marcha são significativamente menores em indivíduos idosos, principalmente se os sujeitos relatarem recorrência de quedas (KERRIGAN et al., 2001a). Isso se deve parcialmente a diminuição das capacidades contráteis da musculatura responsável por gerar e frear os movimentos (WINTER, 1991; MURRAY et al., 1969) e a diminuição da complacência muscular ao estiramento (KERRIGAN et al., 2003; KERRIGAN et al., 2001a). Tendo em vista que o componente visco-elástico da musculatura influencia diretamente no comportamento motor, principalmente em razão de ações bi-articulares de algumas destas estruturas, como por exemplo, o músculo do reto femoral (WHITTINGTON et al., 2008) a redução dessa capacidade contrátil e da complacência muscular podem interferir diretamente na capacidade de manutenção do equilíbrio durante as atividades diárias (HSIAO e ROBINOVITCH, 1999).

Na pelve, além da diminuição das amplitudes de rotação e inclinação, o idoso apresenta um aumento da inclinação anterior desse segmento. Essa alteração é o mecanismo primário para a redução da amplitude do passo e da velocidade da marcha no sujeito idoso (KERRIGAN et al., 2001a). O motivo pelo qual ocorre essa diminuição na extensão do quadril, e o aumento da inclinação da pelve como compensação, é parcialmente em razão do aumento da tensão e da perda das capacidades visco-elásticas da musculatura flexora do quadril (KERRIGAN et al., 2003; KERRIGAN et al., 2001a). Porém, não se sabe se esse mecanismo compensatório inicia-se com a perda das capacidades elásticas que acabam por gerar menores amplitudes de movimentação e consequentemente menores passos, ou se a diminuição do nível de atividade física em função da idade acaba por

desencadear processos de perda das capacidades visco-elásticas (KERRIGAN et al., 2001a; KERRIGAN et al., 1998).

Alguns estudos procuraram observar como exercícios de alongamento poderiam de alguma forma interferir e até mesmo modificar estas características visco-elásticas, principalmente dos músculos ao redor do quadril (KERRIGAN et al., 2003; RODACKI et al., 2008; SOUZA, 2006; CRISTOPOLISKI et al., 2009). Tanto as pesquisas que se propuseram a verificar efeitos agudos (RODACKI et al., 2008; SOUZA, 2006) quanto as que verificaram os efeitos crônicos (CRISTOPOLISKI et al., 2009 ;KERRIGAN et al., 2003) relataram modificações similares no padrão da marcha em razão de uma maior complacência muscular, o que segundo os autores, melhorou o padrão da tarefa e reduziu a probabilidade de quedas nos indivíduos avaliados.

Todo o torque necessário para a produção do movimento, em especial durante a fase de apoio, é na grande maioria gerado pelas três grandes articulações dos membros inferiores: o quadril, o joelho e o tornozelo. Idosos quedantes apresentam um menor tempo de ativação da musculatura extensora do tornozelo, o que influencia diretamente o torque gerado em tal articulação e a potência de lançamento do membro durante a fase de oscilação (KIRKWOOD et al., 2011). DeVita e Hortobagyi (2000) encontram um comportamento cinético durante a marcha praticamente idêntico entre adultos jovens e idosos, quando avaliado a produção total dos torques articulares. Entretanto, quando a produção dos torques foi segmentada ao longo do membro, identifica-se uma diferença bastante evidente na contribuição de cada articulação no trabalho total produzido. Os idoso apresentaram, em comparação ao jovens, um impulso 58% maior na articulação do quadril e 64% e 30% menor no joelho e tornozelo, respectivamente.

Isso demonstra que o idoso é muito mais dependente da musculatura extensora do quadril do que da extensora do joelho ou tornozelo para a locomoção. Nota-se que a capacidade e a habilidade que o idoso tem para executar a tarefa é muito similar, em seu produto final, à executada pelo sujeito jovem. Contudo, internamente é necessária uma reorganização das

prioridades e trabalhos musculares para que não haja redução na performance produzida (DEVITA e HORTOBAGYI, 2000).

Apesar da maioria dos estudos não encontrar distinção entre o padrão da marcha de indivíduos, homens e mulheres apresentam aparentemente diferentes capacidades de reagir à interferência e obstáculos durante este percurso. Hurd et al. (2004) descobriram que a resposta cinemática à uma perturbação durante a marcha acontecia com taxas e amplitudes diferentes entre homens e mulheres. Os autores induziram uma instabilidade durante um dos passos de sujeitos de ambos os sexos, e observaram diferenças significativas (maiores amplitudes para a estabilização) em mulheres em relação aos homens. Segundo os autores, parte desse comportamento se refere a maior capacidade que os sujeitos do sexo masculino tem de gerar tensão muscular.

Em resumo, em uma comparação ao padrão normal da marcha, o sujeito idoso apresenta alterações que refletem no comportamento do passo e das articulações envolvidas na tarefa. Existe dessa forma uma diminuição gradativa do comprimento do passo, da velocidade da marcha, um aumento da duração da fase de apoio (WINTER, 1991), um aumento do tempo de duração do ciclo, uma diminuição das amplitudes de movimentação do quadril, joelho e tornozelo (MURRAY et al., 1969), assim como um aumento da inclinação anterior da pelve (KERRIGAN et al., 2003; KERRIGAN et al., 2001a). O sujeito idoso leva então mais tempo para executar um ciclo completo e o executa com maior instabilidade, menores amplitudes articulares, menor comprimento do passo e maior risco de quedas.

Deste modo, o envelhecimento associado ao baixo volume de atividades físicas pode contribuir para a gradativa e constante redução da capacidade funcional e da mobilidade de indivíduos idosos. Essas modificações no tecido muscular, ósseo e sistemas de controle do equilíbrio, acabam contribuindo para o desenvolvimento de limitações na capacidade de deslocamento dos idosos, levando ao desenvolvimento de uma marcha mais arriscada e suscetível a acidentes.

2.4. A MARCHA NO TERRENO INCLINADO

Durante a marcha o sujeito pode eventualmente se deparar com a necessidade da transposição de obstáculos e desniveis do solo. Esses desniveis são geralmente transpostos com o auxílio de degraus, escadas e rampas. Recomenda-se que quando possível, as escadas devem ser substituídas por rampas, pois facilitam o acesso e reduzem o risco de quedas em todo o tipo de população e, em especial, na população mais idosa (REDEFERN e DISPASQUEL, 1997). Apesar de rampas oferecerem uma opção mais acessível na transposição de desniveis, qualquer tipo de mudança no nível do solo durante a locomoção apresenta certo grau de desafio. A população idosa demonstra uma capacidade reduzida para lidar com mudanças de níveis e obstáculos durante a marcha, principalmente em razão da diminuição da altura do pé em relação ao solo durante a fase de oscilação, resultado de uma menor amplitude de movimentação articular ao redor do quadril (VAN DIEËN et al., 2005).

Enquanto um grande número de quedas acontece no ambiente domiciliar ou durante atividades cotidianas (ex.: ida ao supermercado), no ambiente de trabalho elas também são uma das principais causa de perda da mobilidade e eventualmente morte. No levantamento realizado em 1992, nos Estados Unidos, dos 6.083 casos de morte ocorridos no ambiente de trabalho, 590 mortes (aproximadamente 10%) foram ocasionadas por quedas, independente da faixa etária dos envolvidos. Dessas 590 mortes, 500 casos foram associados a quedas ocorridas na transposição de pisos em diferentes níveis, como rampas, degraus e escadas (TOSCANO e WINDAU, 1993). Isso mostra a importância de se compreender as mudanças nos mecanismos de controle e coordenação dos padrões de movimento durante a execução dessa atividade.

Dentre as principais modificações encontradas durante a marcha em superfícies inclinadas, seja na fase de subida ou descida, destacam-se as que dizem respeito às variáveis espaço-temporais: cadênci, tamanho do passo e velocidade de deslocamento (CROCE et al., 2001). Conforme o ângulo da subida ou descida da rampa é aumentado, mais pronunciadas são essas alterações. Quanto maior o ângulo, maiores são as alterações de

aumento da velocidade e do tamanho do passo. A cadência tem aumento na fase de descida e redução durante a subida (MCINTOSH et al., 2006). Isso reflete o quanto a mudança na inclinação do plano exige de reorganização interna para o cumprimento da tarefa.

O aumento do ângulo de inclinação da rampa acaba por aumentar o risco de quedas, principalmente em razão do aumento da força de atrito necessária entre o pé e o solo na fase descendente (REDEFERN e DISPASQUALE, 1997).

2.4.1. Variáveis Cinemáticas da Marcha em Terreno Inclinado

Todas as alterações cinemáticas que ocorrem com os segmentos e articulações durante a marcha em terrenos inclinados têm uma única função: conseguir elevar e abaixar o centro de massa (CM) do sujeito. Geralmente o deslocamento vertical do CM é evitado durante a marcha normal em razão da movimentação das articulações dos membros inferiores, o que garante uma significativa economia energética e demanda de trabalho (CROCE et al., 2001). Deste modo, toda a vez que se faz necessária a mudança do nível vertical da posição do CM, uma maior quantidade de energia é despendida nas contrações musculares (FRANZ et al., 2012; HUNTER et al., 2010), e para que isso possa acontecer, algumas alterações no padrão normal do movimento são necessárias. Dentre as alterações realizadas com este propósito, no início do ciclo ocorre uma maior amplitude e velocidade de flexão do quadril durante a subida da rampa. Isso é necessário para que o membro que está oscilando possa ser lançado a um plano que está em um nível mais elevado ao que estava anteriormente (MCINTOSH et al., 2006).

A inclinação anterior da pelve também acaba aumentando durante a marcha em rampas. A pelve apresenta dois picos bem distintos de inclinação anterior, que coincidem com o final da fase de apoio unipodal de cada membro. Essa inclinação é reflexo do movimento de extensão do quadril, e tem por objetivo permitir que o centro de massa seja levemente deslocado à frente do sujeito e auxilie sua movimentação nesta direção (LEROUX et al., 2002).

A inclinação pélvica, anterior na subida (ânteroversão) e posterior durante a descida (retroversão) é acompanhada do movimento similar do segmento do tronco, sugerindo que as adaptações cinemáticas são dependentes da tarefa a ser executada (MROZOWSKI e AWREJCEWICZ, 2011). Essa movimentação anterior do tronco e da pelve tem fundamental importância durante a propulsão à frente, em razão do deslocamento do centro de massa sutilmente fora da base de apoio. Durante a subida em uma superfície inclinada, essa estratégia torna-se ainda mais fundamental. O mesmo raciocínio pode ser aplicado durante a fase descendente. A retroversão pélvica e a orientação posterior do tronco limitam a aceleração anterior do centro de massa e aumentam a capacidade que o sujeito tem de controlar a velocidade durante a descida (LEROUX et al., 2002).

Em especial no indivíduo idoso, uma das principais causas de acidentes durante a transposição de planos inclinados está relacionada com a dificuldade de adaptação com o novo terreno (SUN et al., 2010). As reduções na acuidade visual (TIMMIS e BUCKLEY, 2012), força e flexibilidade muscular (KOMARA, 2005; KEMOUN et al., 2002), equilíbrio e o aumento do tempo de processamento de informações (HARLEY et al., 2009) acabam interferindo diretamente na capacidade de se ajustar a essa inclinação e efetuam uma transposição segura do terreno. A figura 2.8 apresenta o deslocamento angular do quadril, joelho e tornozelo durante a marcha em terreno plano e inclinado (subida e descida).

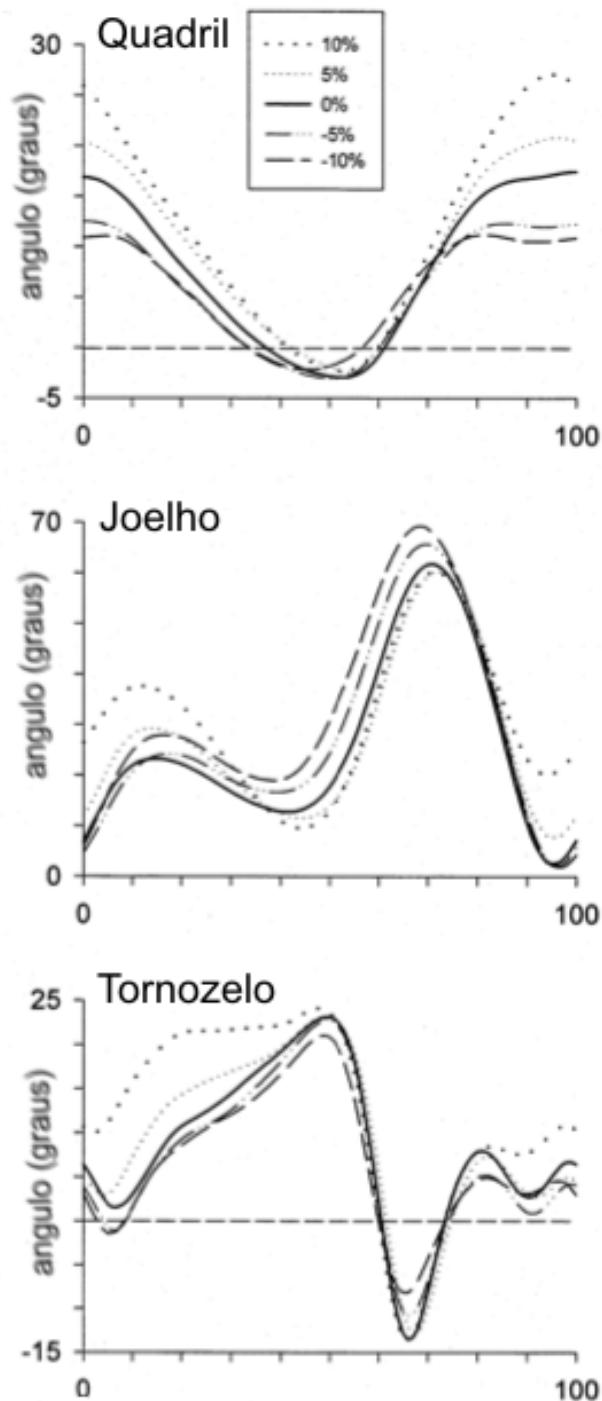


FIGURA 2.8 – DESLOCAMENTO ANGULAR DO QUADRIL, JOELHO E TORNOZELO NO TERRENO PLANO E INCLINADO. A LEGENDA INDICA OS GRAUS DE INCLINAÇÃO (ADAPTADO DE LEROUX et al., 2002).

2.4.2. Variáveis Cinéticas e Forças de Reação do Solo (FRS) da Marcha em Terreno Inclinado

Poucos estudos têm relatado as diferenças na organização dos torques internos durante a execução da marcha em terrenos inclinados, sendo que os momentos gerados internamente pela musculatura estão diretamente relacionados com a força e o controle necessários para a execução desta tarefa. Mudanças do padrão podem influenciar diretamente o equilíbrio e o risco de quedas, em especial na população mais idosa (REDEFERN e DISPASQUEL, 1997).

McIntosh et al. (2006) encontrou diferenças nos torques articulares entre a marcha normal a 0° e durante a subida e descida de rampas a 5°, 8° e 10°. O torque articular ao redor do joelho, no início do ciclo da marcha, durante a descida da rampa, foi substancialmente maior, e tais aumentos foram ainda mais pronunciados a medida que a rampa era mais inclinada, porém, não diferiram durante a subida. Durante a extensão do joelho, no final da fase de duplo apoio, observou-se um aumento no torque de extensão durante a subida da rampa. Na descida, o torque neste instante manteve-se estável (MCINTOSH et al., 2006). Isso indica um maior trabalho excêntrico da musculatura extensora do joelho durante o início da marcha em descida, reduzindo o excesso de flexão do membro inferior. Entretanto, na subida essa mesma musculatura trabalha de forma concêntrica, ajudando no lançamento da perna à frente sobre um ponto mais alto.

Durante a transposição da rampa ascendente, a perna posicionada mais posteriormente é responsável pela maior parte da força utilizada no impulso, entretanto, a perna contralateral posicionada mais à frente, também contribui com uma quantidade significativa da força necessária ao deslocamento (Figura 2.9). Situação similar é encontrada na descida, onde a perna anterior é responsável pela maior parte da frenagem, porém, a perna posicionada posteriormente também contribui com significativa quantidade de força excêntrica para a redução e controle da velocidade do movimento (FRANZ et al., 2012). Isso mostra que durante o deslocamento em superfícies inclinadas existe uma distribuição da responsabilidade e, por consequência, do controle entre os membros inferiores.

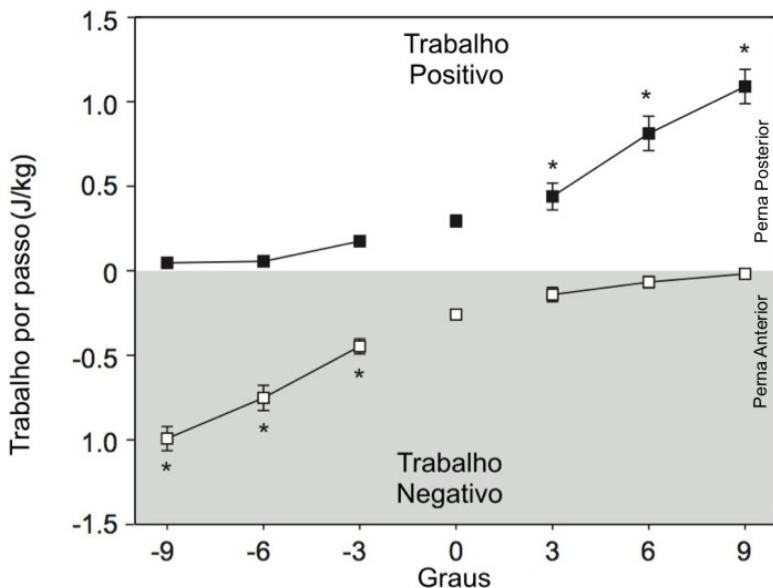


FIGURA 2.9 – TRABALHO REALIZADO PELOS MEMBROS INFERIORES DURANTE A MARCHA ASCENDENTE E DESCENDENTE (FRANZ et al., 2012).

Ao redor do quadril são quatro os instantes em que picos de torques (PT) podem ser claramente identificados: no contato com o solo (PT1), durante a transposição do corpo à frente (PT2), na restrição à extensão do quadril (PT3) e na elevação e lançamento da perna adiante (PT4). Três desses picos (PT2, PT3 e PT4) apresentam um aumento significativo durante a fase de subida em terrenos inclinados, sendo esse aumento diretamente relacionado com o incremento na inclinação da rampa (MACINTOSH et al., 2006). Isso demonstra a importante contribuição dos músculos ao redor da articulação do quadril, especialmente os flexores e extensores, para a realização desta atividade. A figura 2.10 apresenta os torques articulares ao redor do quadril durante a subida (a) e descida (b) em quatro situações experimentais distintas: terreno plano e inclinado a 5°, 8° e 10°. Os asteriscos destacam o instante onde as diferenças dos momentos entre a condição de terreno plano e inclinado é diferente. Note que as diferenças dos momentos ao redor do quadril durante a subida em relação ao terreno plano são mais pronunciadas durante a subida

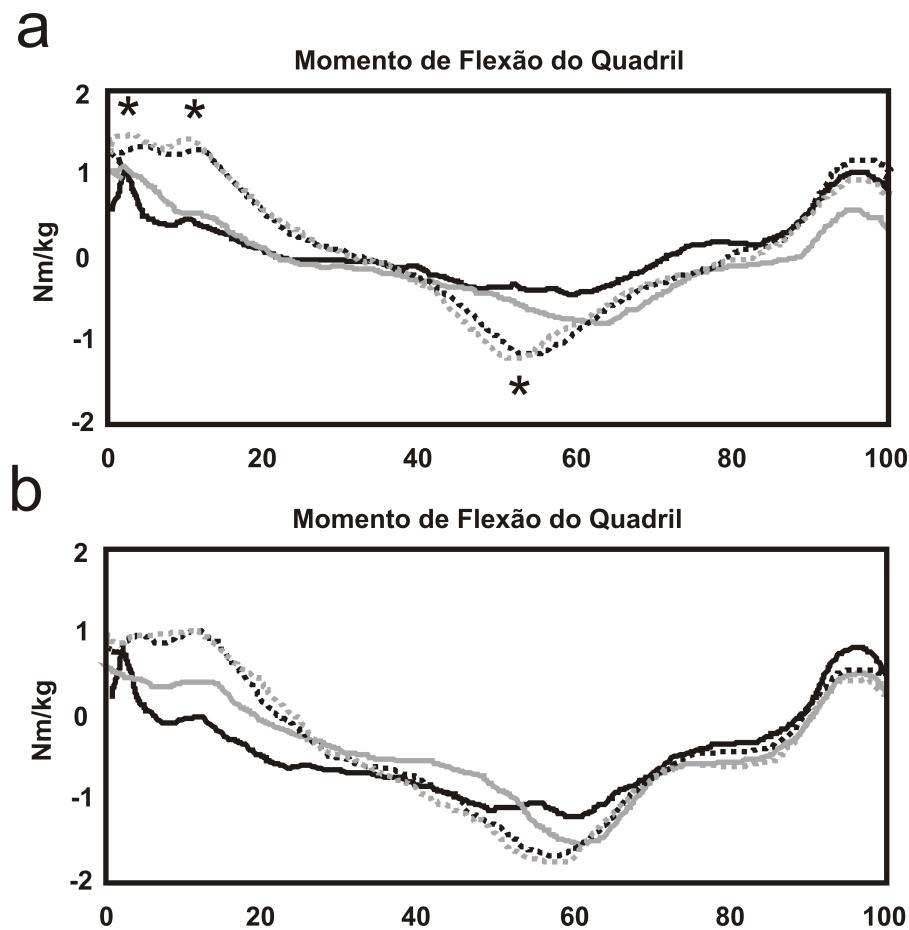


FIGURA 2.10 – MOMENTOS ARTICULARES AO REDOR DO QUADRIL DURANTE A MARCHA EM SUBIDA (A) E DESCIDA (B). PLANO (LINHA CHEIA PRETA), 5° DE INCLINAÇÃO (LINHA CINZA CHEIA), 8° DE INCLINAÇÃO (LINHA CINZA PONTILHADA) E 10° DE INCLINAÇÃO (LINHA PRETA PONTILHADA) (ADAPTADO DE MCINTOSH et al., 2006).

Resultados semelhantes foram encontrados em outros trabalhos que avaliaram os torques do tornozelo, joelho e quadril, os quais demonstraram que acabaram sendo afetados pela inclinação da rampa. Entre as modificações observadas na descida, destaca-se a redução de extensão ao redor do tornozelo, indicando um menor trabalho da musculatura. Simultaneamente, existe um aumento no torque de extensão do joelho, que ocorre no meio da fase de apoio, e que é necessário ao suporte de uma maior carga, gerada pela aceleração da massa em favor da força da gravidade. Tal aumento causa um maior trabalho da musculatura do quadríceps nesta fase (CHAM e REDEFERN, 2002a).

Em terrenos inclinados, quanto maior a inclinação da superfície a ser transposta, maior serão as mudanças dos padrões normais da marcha em

relação ao terreno plano. No estudo de Redfern e DiPasquales (1997), quanto mais o ângulo de inclinação da superfície da rampa era inclinado na descida (0° , 5° , 10° , 15° e 20°) maiores eram as modificações encontradas na marcha, principalmente em relação ao tamanho do passo (quanto maior o ângulo maior a redução) e as FRS; estas aumentando em razão da maior inclinação da superfície. No pé não são encontradas grandes diferenças na distribuição da pressão plantar durante a fase de apoio quando se comparam sujeitos jovens e idosos (KERNOZEK e LAMOTT, 1995).

O coeficiente de atrito necessário (CAN), que representa a força de interação entre o indivíduo e o solo e que garante que o pé consiga reposar sobre a rampa sem levar o indivíduo a um escorregão, constitui um importante determinante de risco de acidentes (CAPPELLINI et al., 2010). Este coeficiente é conseguido em razão da divisão da força ântero-posterior do pé sobre o solo pela força normal. Esse atrito é em parte o responsável por frear o movimento descendente. Além do valor do coeficiente de atrito necessário para evitar um escorregão ser aproximadamente 3 (três) vezes maior na inclinação de 20° em comparação com o terreno plano, o tempo em que o pé necessita dessa força persiste por um período maior de tempo na fase de apoio, o que pode resultar em maior risco para a ocorrência de acidentes (REDEFERN e DISPASQUALE, 1997).

Outros estudos encontraram resultados similares, e apresentaram picos de coeficiente de atrito necessário aumentados em 60-70% em rampas descendentes com inclinação de 5° e aumentos de 125-135% em rampas descendentes com inclinação de 10° , além do aumento do pico da força normal em aproximadamente $1\text{N}.\text{kg}^{-1}$ quando a superfície é descendente e está inclinada (CHAM e REDEFERN, 2002a).

No contato do calcanhar com o solo é comum e esperado um pequeno movimento de deslize do pé à frente até que o peso necessário para a ancoragem do membro no solo seja transportado ao novo apoio. Dependendo da condição da marcha, esse deslize pode ser aumentado e a ocorrência da queda não poderá ser evitada. No estudo de Cham e Redfern (2002b) a velocidade linear do calcanhar regredia para valores próximos a zero, instantes após o contato do membro com o solo. Conforme a inclinação era aumentada na descida, a velocidade demorava mais para ser reduzida,

mesmo após o contato, indicando uma leve tendência de deslizamento sobre a superfície. Em situação experimental mais agressiva, onde a superfície foi propositalmente recoberta por uma fina camada de óleo, foi inevitável a ocorrência de queda (CHAM e REDEFERN, 2002b).

Isso demonstra que a quantidade de atrito necessária entre o calçado e o solo e a capacidade de manutenção geral do equilíbrio devem ser substancialmente maiores em condições de terreno inclinado, principalmente onde as superfícies oferecem pouca segurança, como pisos e calçadas molhadas ou sujas com óleo ou outras substâncias que diminuem a aderência (THIES et al., 2011). O calçado pode também interferir na capacidade de interação e controle durante o deslocamento em superfície inclinada. O estudo conduzido por Thies et al. (2011) avaliou a influência de diversos tipos de solado de calçados na transposição de uma pequena inclinação ($4,5^\circ$) do piso. Os resultados indicam que diferentes formatos de solado podem interferir na capacidade de ajustes durante a locomoção e influenciar diretamente o aumento e a redução do riscos de tropeções durante o deslocamento.

De um modo geral, a transposição de superfícies inclinadas oferece um desafio substancialmente maior do que o deslocamento em terreno plano, sendo utilizada inclusive como forma de se avaliar a mobilidade e a capacidade física dos indivíduos (SOUZA e RODACKI, 2012). Principalmente nos indivíduos idosos, a redução da força muscular, flexibilidade, capacidade de percepção visual, equilíbrio e controle motor podem aumentar substancialmente o risco de acidentes durante este tipo de deslocamento. Entretanto, esses riscos podem ser reduzidos e o padrão motor considerado como seguro com a adoção de programas regulares de atividades físicas que tenham como objetivo preservar parte das capacidades físicas reduzidas com o envelhecimento (CRISTOPOLISKI et al., 2009). Diversos estudos demonstraram que sujeitos idosos praticantes de atividades físicas apresentaram substancial melhora em fatores que podem predispor à queda durante as atividades diárias (LAMOREUX et al., 2003; WOLF et al., 2003; LAN et al., 2000), um padrão da marcha em terreno plano sem diferenças significativas em relação ao jovem, e estratégias extremamente similares quando a mudança de nível do terreno era necessária (ANDRÉ et al., 2008).

Em razão desses achados, e de que a realização de atividades físicas que exijam diversos tipos de contrações e mudanças de movimento (RONSKY et al., 1995), como as desempenhadas no dia-a-dia, e as que promovam a manutenção da capacidade de geração de força e manutenção do equilíbrio podem reduzir a incidência de fatores que promovam a incidência de quedas (MACKEY e ROBINOVITCH, 2006), o presente estudo pretende avaliar a influência de desníveis do terreno no padrão da marcha de jovens e idosos, e se idosos com diferentes níveis de atividades físicas diárias podem apresentar padrões distintos durante a execução desta tarefa.

A partir da revisão acima, fica claro o comportamento estável e pouco variável da marcha humana em terreno plano, principalmente em sujeitos jovens, e que as principais alterações encontradas no idoso acabam por criar um padrão menos seguro e mais instável. Além disso, eventualmente é preciso ultrapassar desníveis do terreno, situação essa que é facilitada pela utilização de rampas. Entretanto, quando essa situação ocorre, tanto o sujeito jovem quanto idoso precisam se utilizar de estratégias que alteram o padrão da marcha para o cumprimento da tarefa com segurança. No sujeito idoso em especial, alterações morfológicas e funcionais dificultam ainda mais essas correções do padrão normal da marcha, geralmente utilizado em terrenos planos, aumentando a probabilidade de ocorrência de queda nesta situação.

2.5. FLEXIBILIDADE E ALONGAMENTO

A flexibilidade é resultado da interação de vários fatores como a capacidade flexível da articulação e capacidade extensível da musculatura e dos tendões, e pode ser definida como a habilidade de mover o corpo e suas partes dentro dos seus limites máximos sem causar danos nas articulações e nos músculos envolvidos (MARINS E GIANNICHI, 1998) ou o grau de amplitude que uma ou mais articulações tem para desenvolver determinadas tarefas (ACSM, 1998).

Para que se entenda o comportamento mecânico do tecido muscular e tendíneo sob o efeito da tensão do alongamento, três conceitos são relevantes: a elasticidade, a viscosidade e a visco-elasticidade do complexo músculo-tendíneo.

A elasticidade é a capacidade que o complexo músculo-tendíneo tem de retornar ao seu tamanho original após um estiramento. O comportamento elástico de um músculo é derivado de dois componentes principais: o componente elástico em paralelo, proporcionado pelas membranas musculares e o componente elástico em série, que é a propriedade elástica passiva derivada dos músculos e tendões (HALL, 2000). A viscosidade é a resistência à deformação de uma substância líquida ou semi-líquida (como o tecido muscular ou tendíneo) em função de uma carga aplicada. Ao contrário da capacidade elástica onde a resposta à carga (ex. tensão) é imediata, a resposta viscosa é dependente do tempo de aplicação dessa carga (WATKINS, 1999). A viscoelasticidade é por consequência a soma das propriedades elásticas e viscosas do complexo músculo-tendíneo, onde o material deforma-se gradativamente em resposta a tensão aplicada e gradualmente retorna a sua dimensão original após o término dessa tensão (WATKINS, 1999).

O gênero é fator determinante da capacidade visco-elástica do complexo músculo-tendíneo (KUBO et al., 2003). Indivíduos do sexo masculino apresentam menor flexibilidade e maior tensão de repouso e ativa quando comparados a mulheres da mesma faixa etária. Isso se deve a maior quantidade de massa muscular e tamanho dos segmentos dos sujeitos homens (BLACKBURN et al., 2004). Outra diferença marcante é a deterioração das características funcionais do sistema muscular (SHEPHARD, 1997). Essa deterioração acaba manifestando-se de diferentes maneiras nos homens e mulheres, o que influencia dessa forma a geração de força e flexibilidade.

A flexibilidade pode ser dividida em três tipos básicos (ALTER, 1999): a flexibilidade estática, que se refere à amplitude em torno de uma articulação, sem ênfase em velocidade; a flexibilidade balística que está geralmente associada com movimentos amplos e rápidos; e a flexibilidade dinâmica ou funcional, cujo termo refere-se à habilidade para usar a amplitude de movimento articular na realização de uma atividade, seja ela rápida, moderada ou lenta.

2.5.1. A Organização de um Programa de Treinamento da Flexibilidade

Os exercícios de alongamento têm como principal função aumentar progressivamente a amplitude de movimentação de uma articulação ou de um grupo de articulações (ACSM, 2000; ACSM, 1998). Um programa de treinamento de flexibilidade é definido com exercícios planejados, deliberados e regulares que podem aumentar permanente e progressivamente a amplitude de movimento de uma articulação ou conjunto de articulações durante um período de tempo (ALTER, 1999). Alguns fatores devem ser planejados dentro de um programa de treinamento de flexibilidade para que os objetivos sejam alcançados, como o tipo de técnica usada, a frequência diária de sessões, o tempo de duração do exercício e o número de repetições.

2.5.2. Técnicas de Execução dos Exercícios de Alongamento

Dentre as várias técnicas de aplicação de exercícios de alongamento, destacam-se os métodos: balístico, estático e de facilitação neuromuscular proprioceptiva (FNP).

O método balístico utiliza movimentos rápidos e realizados em grandes amplitudes articulares como meio de desenvolvimento da capacidade flexiva da musculatura (MATTES, 1996). O principal argumento contra o alongamento balístico é em relação à alta taxa de tensão causada sobre o complexo músculo-tendíneo em um curto espaço de tempo, e sua correlação com a probabilidade de lesões musculares (LIN et al., 1999; TAYLOR et al., 1990). O método de alongamento estático envolve a manutenção de uma posição muscular alongada por certo período de tempo, que pode ou não ser repetido (ALTER, 1999; MATTES, 1996). As principais qualidades deste método de alongamento são o máximo controle e pouco (ou nenhum) movimento. A facilitação neuromuscular proprioceptiva (FNP) pode ser definida como um método de promover ou acelerar a resposta do mecanismo neuromuscular através da estimulação dos proprioceptores (MATTES, 1996).

Alguns estudos (SCHUBACK et al., 2004; FERBER et al., 2002; FELAND et al., 2001a; HUNTER et al., 2001) tem comparado a eficácia dos

diferentes métodos de alongamento, em particular o estático e o FNP. Hunter et al., (2001) não encontraram alterações significativas da tensão ativa do complexo músculo-tendíneo após exercícios de alongamento e propõe a utilização da metodologia de FNP para possíveis ganhos mais expressivos. Feland et al. (2001a) não encontraram diferenças relevantes nos ganhos de amplitude articular após o alongamento quando utilizaram em grupos distintos de sujeitos idosos o método estático e FNP, apesar de ambos os grupos aumentarem a flexibilidade em relação ao grupo controle. Neste estudo, os sujeitos com idade inferior a 64 anos e que usaram a metodologia por FNP, apresentaram maior ganho no alongamento quando comparados a sujeitos mais idosos que utilizaram o mesmo método.

Essa diferença da efetividade do método FNP em função da idade pode estar associada com mudanças músculo-esqueléticas e fisiológicas em virtude do envelhecimento, como a substituição de miofibrilas por tecido colagenoso, e a diminuição do número de fibras do tipo II, que tem significante importância na produção de força muscular. É possível que essas mudanças neurofisiológicas associadas com a idade possam suprimir o efeito da FNP, limitando ou diminuindo a excitação do neurônio motor (FELAND et al., 2001a).

Em outro estudo com o objetivo de comparar diferentes métodos de alongamento, Ferber et al. (2002) encontrou ganhos de 29%-34% maiores quando foi utilizada a metodologia de facilitação neuromuscular proprioceptiva em idosos. Entretanto o nível de atividade eletromiográfica (EMG) da musculatura alongada também aumentou significativamente (65%-119%). O autor propõe que cuidados devem ser tomados na utilização desse método na população idosa, em função dos resultados de EMG encontrados no músculo alongado, e da diminuição das capacidades elásticas da musculatura.

O tecido muscular de sujeitos idosos com conhecida limitação de movimento, apresenta uma menor resistência a forças de tensão e uma menor capacidade de absorção de energia em procedimentos de alongamento. Isso se deve a diminuição do tamanho do músculo, capacidade contrátil, quantidade de água muscular e mudança na arquitetura

citoesquelética que acabam por aumentar o risco de lesão muscular nesta população (GAJDOSIK et al, 2004)

Outro fato interessante em relação ao alongamento utilizando a técnica de facilitação neuromuscular proprioceptiva diz respeito à percepção de alongamento durante a manipulação do sujeito. O método FNP acaba mascarando essa percepção (MAGNUSSON et al., 1996), que é utilizada como forma de determinar o limite máximo de amplitude articular de trabalho durante o treinamento de flexibilidade. No sujeito idoso, onde as propriedades elásticas estão relativamente denegridas e o cuidado na aplicação de exercícios de alongamento deve ser redobrado, é importante que o sujeito tenha a real sensação da intensidade da tensão aplicada para que o limite suportado pelo complexo músculo-tendíneo não seja ultrapassado.

2.5.3. O Volume e a Intensidade dos Exercícios de Alongamento

Com respeito ao número de sessões realizadas diariamente, o estudo conduzido por Bandy et al. (1997) não apresentou diferenças na aplicação de uma ou três séries diárias de exercícios de alongamento, sendo que uma sessão por dia, cinco dias por semana, parece ser suficiente para que alterações mais permanentes na amplitude de movimentação de determinada articulação sejam conseguidas.

O tempo de duração da posição alongada tem importante influência para a efetividade do programa de alongamento. Alguns estudos (ZAKAS et al., 2005a; ZAKAS, 2005b; FELAND et al., 2001b; BANDY et al., 1997) têm procurado comparar diferentes tempos de alongamento e sua efetividade no aumento da amplitude de movimentação articular, em especial na população idosa.

Tempos de manutenção da posição alongada de 15 s, 30 s ou 60 s tem demonstrado ganhos similares quando aplicados em sujeitos jovens (ZAKAS, 2005b; BANDY et al., 1997). Na população idosa não foram encontradas diferenças nos ganhos de amplitude articular quando protocolos de 15 s, 30 s ou 60 s foram utilizados (ZAKAS et al., 2005a). Em especial na população extremamente idosa (75-95 anos), períodos de 60 s têm mostrado mais efetividade para o ganho de flexibilidade articular e para a manutenção

desse ganho, quando comparados a programas que utilizaram 15 s e 30 s de duração (FELAND et al., 2001b). Esse resultado pode ter correlação com a diminuição gradativa das propriedades visco-elásticas da musculatura e a necessidade de estímulos cada vez maiores para obtenção de uma resposta no alongamento.

O número de repetições utilizadas no exercício de alongamento também é importante para ganhos efetivos. Em estudo realizado *in-vitro*, encontrou-se ganhos significativos no comprimento linear até a quarta repetição do protocolo de alongamento. A partir daí não foram encontrados ganhos relevantes no tamanho linear do músculo e do tendão (TAYLOR et al., 1990).

Logo após a execução dos exercícios de alongamento ocorre uma alteração elástica das características musculares e não deve ser confundida com alterações definitivas dessas características (alterações plásticas ou permanentes). Após a sessão de alongamento ocorre um maior afastamento entre os sarcômeros, um maior relaxamento da tensão de repouso da musculatura alongada e uma maior tolerância à sensação de estiramento durante os exercícios (HALBERTSMA et al., 1996), chamado de efeito elástico.

Essa diminuição do nível de excitabilidade muscular acaba refletindo de maneira direta na capacidade de geração de tensão da musculatura alongada. Marek et al. (2005) investigaram o efeito de duas técnicas de aplicação de exercícios de alongamento (estático e PNF) sobre a capacidade de geração de força, torque e atividade eletromiográfica de músculos previamente alongados. Logo após o protocolo de alongamento (4 repetições de 30 segundos com 20 segundos de intervalo) o pico de torque, o pico de força e o pico de atividade eletromiográfica decaiu significativamente com a utilização de ambos protocolos, tanto em movimentos lentos quanto em movimentos rápidos.

Em estudo realizado com jogadores de futebol semiprofissionais, Zakas et al., (2006) encontraram diminuição do pico de torque de extensão do joelho da perna dominante que foi previamente alongada por protocolos de exercícios com períodos de duração de 300 s e 480 s. Em protocolos de alongamento mais curtos (30 s) não houve diferenças. As diferenças do pico

de torque gerado ao redor do joelho foram consistentes em movimentos lentos ($60^{\circ} \cdot s^{-1}$ e $90^{\circ} \cdot s^{-1}$) e rápidos ($150^{\circ} \cdot s^{-1}$, $210^{\circ} \cdot s^{-1}$ e $270^{\circ} \cdot s^{-1}$).

As alterações plásticas são referentes a mudanças definitivas, reversíveis ou não no complexo músculo-tendíneo. Essas mudanças dizem respeito ao aumento do número de sarcômeros em série, aumento do tamanho e da capacidade elástica dos tendões assim como a diminuição da tensão passiva do músculo (ALTER, 1999). Essas alterações plásticas só são conseguidas após um período razoável de sessões de exercícios de alongamento.

As alterações elásticas persistem de forma relativamente estável por um período de 5 (KIRSCH et al., 1995) a 6 (SPERNOGA et al., 2001) minutos depois de encerrada a série de alongamento. As mudanças plásticas ocorrem após um período mais extensivo de treinamento, onde se verifica uma redução permanente da tensão passiva em repouso, mesmo em uma posição mais alongada (KUBO et al., 2002). Em estudo realizado por Chan et al. (2001) observou-se ganhos similares em amplitude de movimentação da articulação do joelho em grupos que realizaram o mesmo volume de alongamento, com o mesmo tempo de duração diferenciando-se apenas o número de séries por sessão (1 vs. 2). O grupo que realizou duas séries por sessão encerrou o programa em 4 semanas enquanto o grupo que executou uma série por sessão terminou o programa em 8 semanas. Apesar de ganhos angulares similares, a tensão muscular ativa e em repouso do grupo de 4 semanas aumentou em relação a tensão medida no início do tratamento, enquanto o outro grupo apresentou uma tensão muscular diminuída em relação a medição inicial. Aparentemente o tecido precisa de um tempo relativamente longo para ocorrerem mudanças definitivas (alterações plásticas) nas características visco-elásticas do complexo músculo-tendíneo.

2.5.4. Flexibilidade e o Risco de Queda no Idoso

As quedas são as maiores causas de morbidez entre os idosos, incidentes esses causados basicamente por aspectos que dificultam sua capacidade de locomoção. Tropeços durante o caminhar são responsáveis

por 53% das quedas, sendo as fraturas de quadril as que ocorrem com maior frequência (PRINCE et al., 1997). Nos Estados Unidos, aproximadamente um terço das mulheres e metade dos homens com 90 anos ou mais já tiveram uma fratura de quadril, sendo a taxa de fatalidade em função deste tipo de acidente em torno de 15% a 20% (SHEPHARD, 1997). Nem toda queda resulta em uma fratura de quadril, porém 90% das fraturas de quadril são em decorrência de uma queda, sendo também as quedas as maiores causadoras de mortes accidentais em pessoas com mais de 75 anos (PRINCE et al., 1997).

Os acidentes fatais ocorrem com maior frequência quando se tratam de quedas entre os idosos do que automobilísticos entre os jovens. No Canadá para cada 100.000 jovens entre 15 a 29 anos envolvidos em acidentes de trânsito, 21,5 acabam falecendo, enquanto para cada 100.000 quedas ocorridas com pessoas na faixa etária acima dos 80 anos, 185,8 acabam morrendo em decorrência do acidente (WINTER, 1995).

Estima-se que o governo norte americano gaste em torno de 10 bilhões de dólares anualmente para o tratamento de idosos que sofreram lesões em decorrência de quedas. Lesões deste tipo, geralmente requerem um internamento hospitalar prolongado (HONEYCUTT e RAMSEY, 2002; SCARBOROUGH et al., 1999; SHEPHARD, 1997) limitando sua mobilidade e diminuindo a habilidade funcional do indivíduo mesmo após sua recuperação. Os problemas decorrentes de lesões desta natureza geralmente limitam as atividades físicas, resultando em isolamento social, perda da independência, e necessidades prematura de cuidados mais intensivos (HONEYCUTT e RAMSEY, 2002). A tabela 2.1 resume as principais causas de quedas de sujeitos idosos.

TABELA 2.1 – CAUSA DE QUEDAS DE IDOSOS

Causa da queda	Percentual dos incidentes
Tropeço	47,1
Desníveis do solo	12,2
Tontura	8,7
Desequilíbrio	8,2
Após levantar-se	6,4
Mudança de direção	5,2
Outros	12,2

(ADAPTADO DE SHEPHARD, 1997).

Com o envelhecimento, a perda gradual da flexibilidade acontece em decorrência de processos fisiológicos naturais ao ser humano, como a diminuição da quantidade de água no músculo, aumento da orientação cristalina das fibras colágenas, calcificação e substituição de fibras elásticas por colágenas (ALTER, 1999; ACSM, 1998; PRINCE et al., 1997; SHEPHARD, 1997). Alterações das capacidades mecânicas do complexo músculo-tendíneo (ALTER, 1999) acabam influenciando o comportamento da marcha (LEE et al., 1997) alterando o padrão motor da tarefa e aumentando a probabilidade de quedas da população idosa (KERRIGAN et al., 2001; KERRIGAN et al., 2003). Em um estudo realizado por Kubo et al. (2005) descobriu-se que a diminuição dessas capacidades elásticas diminui a eficiência muscular em atividades dinâmicas como a marcha, onde ciclos de encurtamento e extensão muscular (*stretch-shortening cycle*) são repetidos sistematicamente. Como um resultado de tais alterações temos a redução da amplitude articular da extensão do quadril (VIEL, 2001). Acredita-se que tal redução é compensada por um aumento na inclinação anterior da pelve, deslocando mais à frente o centro de gravidade, gerando uma maior instabilidade durante o passo (KERRIGAN et al., 2001; KERRIGAN et al., 2003; KERRIGAN et al., 1998; WINTER, 1991).

Os exercícios de alongamento apesar de não prevenirem diretamente a ocorrência de lesões (THACKER et al., 2004) auxiliam no aumento e manutenção da capacidade elástica da musculatura (ALTER, 1999), podendo diminuir a limitação mecânica em atividades dinâmicas como a marcha.

Sendo assim, com o aumento da expectativa de vida, cada vez mais se tornam importantes os estudos que visam determinar quais são as alterações mecânicas que ocorrem no tecido muscular e que podem influenciar a marcha, tendo como intuito reduzir a frequência das quedas e identificar fatores que possam revelar supostas predisposições a este tipo de acidente. Esses estudos podem contribuir para o desenvolvimento e a prescrição de programas que venham efetivamente reduzir as limitações causadas pelo envelhecimento e pela inatividade. Os exercícios de alongamento podem ser utilizados para a redução de certas limitações causadas pela redução da capacidade flexível, principalmente ao redor do quadril.

A revisão aqui apresentada demonstra que as limitações encontradas na marcha dos indivíduos idosos podem ter sido influenciadas não apenas pelo processo de envelhecimento, mas também pela redução do volume de atividades físicas realizadas. Esse idoso que apresenta o padrão da marcha alterado, chamado no texto de padrão senil, eventualmente pode se deparar com a necessidade de ajustes para a transposição do terreno, como durante a utilização de rampas. As adaptações necessárias para que a transposição da rampa seja realizada, podem ser negativamente influenciadas pela perda da capacidade contrátil e flexível do tecido muscular, levando a dificuldades de ajuste, redução da eficiência e aumento da incidência de acidentes. Sendo assim, o presente trabalho tem como objetivo identificar fatores que possam limitar o desenvolvimento da marcha no terreno inclinado e identificar as modificações agudas causadas pela realização de exercícios de alongamento na marcha de idosas.

Parte dos resultados desse capítulo foram publicados na Revista Brasileira de Medicina do Esporte (RBME), v. 18, n. 4, p. 180-184, 2012, no artigo: ANÁLISE DA MARCHA NO PLANO INCLINADO E DECLINADO DE ADULTAS E IDOSAS COM DIFERENTES VOLUMES DE ATIVIDADES SEMANAIS.

3. ANÁLISE E COMPARAÇÃO DE PARÂMETROS DA MARCHA DE MULHERES JOVENS E DE MULHERES IDOSAS COM DIFERENTES VOLUMES DE ATIVIDADES FÍSICAS SEMANAIS.

3.1. INTRODUÇÃO

Durante o caminhar é comum deparar-se com obstáculos ou condições em que pequenos ou grandes ajustes precisam ser realizados para que o deslocamento possa prosseguir. O deslocamento em planos desnivelados ou inclinados é uma das condições mais frequentes na vida diária e sua influência sobre as estratégias empregadas tem sido estudadas (GOTTSCHALL e NICHOLS, 2011; CHAM e REDFERN, 2002).

KAWAMURA et al. (1991), identificaram que o aumento da inclinação da rampa causava modificações importantes no padrão motor da marcha, que incluíam alterações no tamanho do passo, velocidade de deslocamento, cadência, tempo de apoio, tempo de oscilação e deslocamento do centro de pressão. A redução na velocidade de deslocamento é um importante preditor de risco de quedas durante a marcha (KERRIGAN et al., 1998).

A locomoção em terrenos inclinados também exige uma maior intensidade de contrações musculares (HUNTER et al., 2010) de formas concêntrica (subida) e excêntrica (descida), sendo que o idoso apresenta diminuição dessa capacidade com o decorrer do envelhecimento (ANDRADE e MATSUDO, 2010; SILVA et al., 2006). Estudos anteriores (BATISTA et al., 2012; TRIBESS et al., 2012) associaram a redução dessa capacidade contrátil com uma significativa redução da mobilidade e capacidade funcional, influenciando diretamente o padrão de locomoção.

Modificações no padrão de caminhada de idosos parecem ser mais arriscadas, pois algumas limitações que acompanham o envelhecimento (ex. redução da capacidade muscular e diminuição dos processos cognitivos) dificultam ainda mais as adaptações motoras requeridas durante o deslocamento em terrenos inclinados. Além das mudanças internas que ocorrem com o passar dos anos e que limitam as capacidades físicas dos idosos, as mudanças no ambiente também podem constituir um fator desencadeante de quedas. De fato, idosos tem sido descritos como mais

propensos à quedas do que outros sujeitos (HONEYCUTT e RAMSEY, 2002; PRINCE et al., 1997; VAN DIEËN et al., 2005).

Dentre os vários fatores predisponentes às quedas, as reduções na força muscular (capacidade contrátil) têm sido reportadas como os mais relevantes (PERSCH et al., 2009; BENTO et al., 2010). Logo, estratégias que visam aumentar a função muscular de idosos têm sido investigadas como forma de melhorar a funcionalidade e reduzir o risco de quedas. Alguns estudos (CAROMANO et al., 2006) têm demonstrado que idosos com maior nível de atividade física diário possuem menor propensão às quedas do que seus pares sedentários. Nesse sentido, espera-se que idosos melhor condicionados apresentem um menor risco de quedas e que empreguem estratégias diferentes durante a locomoção em terrenos inclinados do que idosos fisicamente menos condicionados.

Desta modo se torna importante determinar quais alterações ocorrem na marcha com o passar dos anos e como esse padrão pode ser influenciado pelo ambiente, tendo como intuito reduzir a frequência das quedas e identificar fatores que possam revelar predisposições a este tipo de acidente entre os idosos (PRINCE et al., 1997; WINTER, 1991). Além disso, é importante investigar se o volume de atividades físicas pode de alguma forma, limitar o padrão de locomoção dos idosos durante a transposição de rampas, tendo em vista que inúmeros programas de saúde publica incentivam tal prática.

3.2. OBJETIVO

Identificar possíveis limitações causadas em razão do volume de atividades físicas realizadas nos parâmetros da marcha de mulheres adultas e idosas, durante o deslocamento em superfície inclinada (subida e descida de rampa).

3.2.1. Objetivos Específicos

a) Identificar o comportamento cinemático das articulações do membro inferior e da pelve, e os componentes vertical e horizontal das forças de

reação do solo (FRS) da marcha de adultas jovens e idosas em terreno plano e inclinado (subida e descida de rampa).

b) Comparar alterações no padrão da marcha de idosas (cinemático e FRS) no plano e terreno inclinado (subida e descida de rampa) em comparação a seus pares mais jovens, em razão do volume semanal de prática de atividades físicas.

3.2.2. Hipóteses

H₁) Os indivíduos jovens apresentarão um padrão de marcha muito similar ao descrito na literatura como marcha estável e segura, com variáveis cinemáticas e cinéticas com valores próximos ao definidos como normalidade.

H₂) Os idosos com maior nível de atividades físicas semanais, apresentarão um padrão cinemático e cinético (FRS) de marcha similar ao padrão de locomoção do grupo de adultos jovens em todas as condições experimentais (plano, subida e descida da rampa).

H₃) Os idosos com menor nível de atividades físicas semanais, apresentarão um padrão de locomoção (cinemático e cinético) significativamente diferente dos grupos jovens e idosos ativos, e considerado mais suscetível a ocorrência de acidentes (quedas) em todas as condições experimentais (plano, subida e descida da rampa).

H₄) O terreno (subida ou descida da rampa) irá produzir mudanças no padrão locomotor adotado durante a marcha de todos os participantes (ADU, ATI e SED) em comparação ao terreno plano.

3.3. METODOLOGIA

3.3.1. Amostra

Foram selecionadas 45 mulheres, sendo 15 jovens e 30 idosas (com idade entre 60 e 75 anos), essas últimas divididas em dois grupos. As idosas foram selecionadas em diversos centros de convivência da terceira idade de Curitiba e região metropolitana, enquanto as adultas jovens foram selecionadas dentre as acadêmicas do curso de educação física da UFPR, no mesmo local onde está instalado o laboratório utilizado para as coletas e análises dos dados. Todas se dispuseram a participar voluntariamente do presente estudo. O primeiro grupo foi composto pelas adultas jovens (ADU - $25,5 \pm 5,8$ anos; $1,64 \pm 0,08$ m; $56,6 \pm 9,6$ kg; $1308,6 \pm 1030,3$ min atividades físicas/semana), enquanto as idosas foram agrupadas em função do volume semanal de atividades físicas. O volume semanal de atividades físicas foi determinado pelo Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ, versão 6 - ANEXO 1), validado para a população brasileira por Pardini et al. (2001). Assim, o segundo grupo foi formado por idosas com maior volume semanal de atividades físicas (ativas, ATI - $64,2 \pm 8,9$ anos; $1,56 \pm 0,06$ m; $65,3 \pm 3,3$ kg; $2668,9 \pm 1108,6$ min de atividades físicas/semana) e o terceiro grupo com menor volume semanal de atividades físicas (sedentárias, SED - $64,9 \pm 9,1$ anos; $1,57 \pm 0,05$ m; $64,9 \pm 9,1$ kg; $841,1 \pm 326,0$ min atividades físicas/semana). A nomenclatura ATI e SED foi utilizada apenas para distinguir os grupos, sem que os volumes de atividades fossem associados com tais condições. O questionário foi aplicado pelo mesmo avaliador a todas as participantes. A composição da amostra apenas por mulheres justifica-se pelo fato de que alguns estudos relataram diferenças entre gêneros em alguns dos parâmetros da marcha (CHUNG e WANG, 2012; KO et al., 2011; NIGG et al., 2010; CHUMANOV et al., 2008). Todas as participantes assinaram um termo de consentimento de participação (ANEXO 2), que foi aprovado pelo comitê de ética do Setor de Ciências da Saúde da UFPR sob número 01817012.6.0000.0102 (ANEXO 3). Uma ANOVA *one-way* foi aplicada entre os grupos e permitiu identificar diferenças ($p \leq 0,05$) no volume de atividade física entre os grupos ATI e SED.

A partir de uma entrevista informal prévia à avaliação, foi constatado que todas as idosas eram capazes de realizar suas atividades diárias sem auxílio externo, não tinham histórico de fraturas, cirurgias articulares, lombalgias ou outros problemas clínicos que pudessem interferir no padrão da marcha nos seis meses que precederam o estudo. Não foi realizada avaliação clínica prévia em razão dos critérios de seleção dos participantes e da natureza da atividade a ser realizada.

3.3.2. Procedimentos Experimentais

O processo de aquisição de dados seguiu uma ordem aleatória da tarefa, que foi realizada em terreno plano, subida e descida. Os participantes tiveram os marcadores fixados e realizaram uma série de tentativas (15 a 20) de movimento em cada condição experimental (superfície plana e inclinada) de forma a familiarizá-los aos procedimentos do estudo. Durante a coleta de cada uma das três condições experimentais os participantes realizaram dez tentativas (total de 30 tentativas).

3.3.3. Espaço Físico e Instrumentos

Para a determinação do padrão da marcha dos indivíduos em terreno plano e inclinado, todas as participantes compareceram a uma única sessão experimental no laboratório.

A marcha das participantes foi realizada em terreno plano, sobre uma estrutura rígida (passarela) com dimensão aproximada de 13 x 1,20m, coberta por uma manta de borracha que protege o pé dos participantes e permite que o movimento seja executado sem a necessidade de utilização de calçados.

Para a avaliação da marcha em terreno inclinado, as participantes caminharam sobre uma rampa fixada sobre uma estrutura metálica e recoberta por uma chapa de madeira, com dimensões de 4m de comprimento e 1m de largura, composta por uma estrutura inicial inclinada (inclinação de aproximadamente 10% durante 3m) e um platô final plano de 1m de comprimento. A inclinação foi escolhida de forma a coincidir com os limites

máximos recomendados pela ABNT (2004) para a construção de rampas de acesso (NBR9050 - ANEXO 4) onde as alterações podem ser mais pronunciadas. A rampa foi coberta com a mesma manta de borracha colocada sobre o solo, o que permite realizar a marcha descalçado e evitar o efeito que de diferentes calçados poderiam exercer na tarefa. Nas extremidades da rampa (laterais direita e esquerda e final do platô) foram colocadas marcas adesivas que indicaram visualmente o final da mesma. A rampa era colocada sobre a passarela quando a marcha em terreno inclinado era realizada, conforme indica a figura 3.1.



FIGURA 3.1 – MARCHA DOS SUJEITOS NA RAMPA.

Foram coletados e considerados válidos os ciclos de marcha iniciados no contato do pé direito com plataformas de força (uma das plataformas foi fixada na passarela enquanto a outra foi fixada na porção central da superfície inclinada da rampa) e em que não foram registrados movimentos atípicos. A velocidade normal (auto-selecionada) de caminhada foi garantida pela possibilidade dos participantes acelerarem antes do início da rampa num espaço de aproximadamente 4m. .

Antes da coleta da marcha dos participantes, foi necessário mensurar um conjunto de dados antropométricos que compreenderam: massa, altura, largura da pelve (distância linear entre as espinhas ilíacas ântero-superiores), comprimento da coxa (distância linear entre o trocânter maior do fêmur e o

epicôndilo lateral do fêmur), circunferência medial da coxa (circunferência no ponto médio do comprimento da coxa), tamanho da perna (distância linear entre o côndilo lateral do tíbia e o maléolo lateral da fíbula), circunferência da perna (circunferência no maior volume do tríceps sural), largura do joelho (distância linear entre os côndilos do fêmur), tamanho do pé (distância linear entre o calcâneo e a porção mais distal do hálux), altura do maléolo lateral (em relação ao solo), largura do tornozelo (distância linear entre o maléolo da tíbia e da fíbula) e largura do pé (distância linear entre a base do 1º e 5º metatarso). Todas as medidas foram tomadas em ambos os membros inferiores. Para avaliação da massa e estatura do indivíduo, foi utilizada uma balança antropométrica (Welmy, Santa Barbara D’Oeste, Brasil) com escala de massa de 0,1kg e de estatura de 0,005m. Para medição das circunferências e tamanhos dos segmentos corporais, foi utilizada uma trena flexível (3M, São Paulo, Brasil) com escala de 0,001m. Para a medição dos diâmetros ósseos, foi utilizado um paquímetro (Vicon, USA) fornecido juntamente com o sistema de análise de marcha com escala de 0,001m.

Para a avaliação do movimento, foi utilizado um sistema de análise cinemática, (Peak-Vicon, Colorado, USA), composto por seis câmeras optoeletrônicas (Vicon-MX13) que captaram as imagens em uma frequência de 100Hz. As câmeras foram dispostas circularmente ao redor do centro da rampa, na área central do laboratório. A Figura 3.2 apresenta uma representação do posicionamento das câmeras.

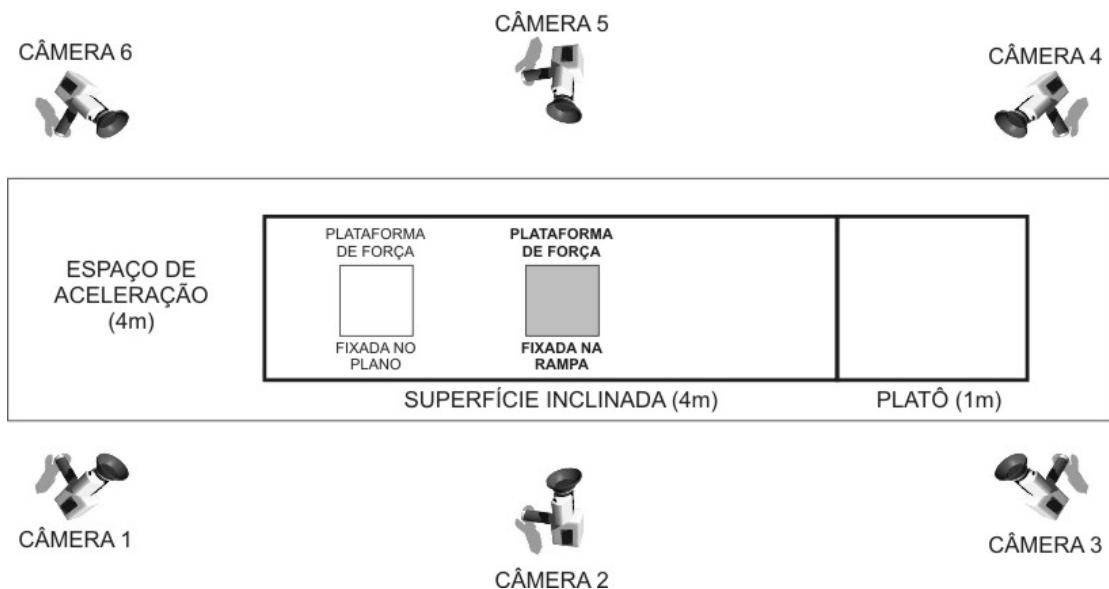


FIGURA 3.2 – REPRESENTAÇÃO DA ORGANIZAÇÃO DA ÁREA DE COLETA DURANTE A AVALIAÇÃO DA MARCHA.

Os componentes das forças de reação do solo (FRS) foram coletadas por duas plataformas de força (AMTI, ORS6/-7, Watertown, USA) que operavam com uma frequência de aquisição de 1KHz.

Os sinais das plataformas de força foram sincronizados no sistema de coleta de dados e transformados e acomodados em forma digital. Após a gravação dos dados as informações foram processadas e normalizadas em função do ciclo da marcha que foi definido como o toque sucessivo do calcâneo do segmento inferior direito com o solo (0% a 100% do ciclo, em intervalos de 0,5%). Após normalizados em função da duração do ciclo da marcha, os dados de três tentativas válidas de cada idosa foram agrupados (média agrupada). Uma tentativa foi considerada como válida quando o processamento completo do movimento foi realizado com sucesso pelo sistema.

O ajuste dos equipamentos e a construção da estrutura inclinada foi baseada no modelo descrito por LAY et al. (2005), que demonstram que as pequenas vibrações da estrutura são desprezíveis (<0.5% da magnitude dos sinais).

3.3.4. Modelo Biomecânico

Para a realização do estudo, foi criado um modelo biomecânico baseado no modelo desenvolvido no Hospital Helen Hayes (West Haverstraw, NY). O modelo é composto por marcadores refletivos (12mm) fixados sobre a pele, marcadores extrusos e pontos calculados virtualmente, utilizados para a determinação dos ângulos articulares, deslocamentos, velocidades e acelerações (3D). Os pontos, marcados em ambos os membros inferiores, identificados a partir da anatomia palpatória foram: articulação meta-tarso falangeal do 2º dedo, maléolo lateral da tíbia, aspecto posterior do calcâneo, porção lateral no meio do segmento da perna (ponto extruso), epicôndilo lateral do fêmur, porção lateral no meio do segmento da coxa (ponto extruso), espinha ííaca ântero-superior e sacro (figura 3.3 e 3.4). O software de análise realizou, com base nas informações cinemáticas e antropométricas a reconstrução do movimento.

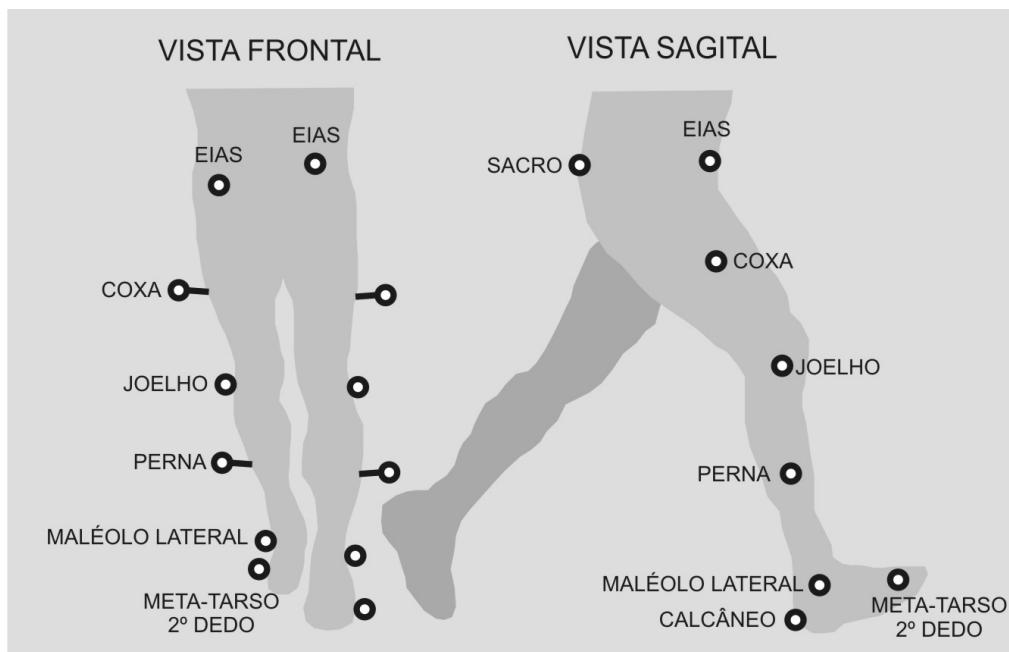


FIGURA 3.3 – MODELO BIOMECÂNICO.

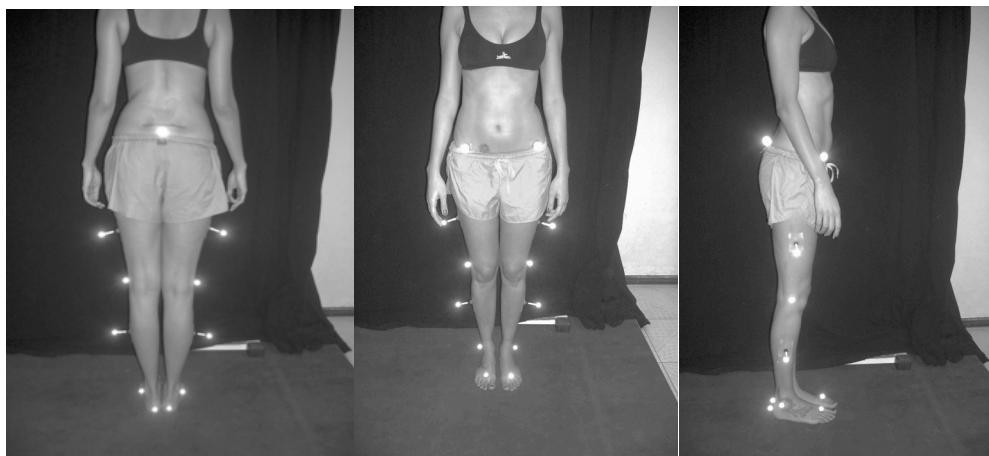


FIGURA 3.4 – FOTO DE UM SUJEITO COM OS MARCADORES POSICIONADOS.

3.3.5. Variáveis De Interesse

As tabelas 3.1, 3.2 e 3.3 resumem e descrevem as variáveis quantificadas em cada condição experimental do presente estudo. A figura 3.5 apresenta a forma de cálculo das variáveis cinéticas aqui utilizadas.

TABELA 3.1 – VARIÁVEIS ESPAÇO-TEMPORAIS UTILIZADAS NO PRESENTE ESTUDO.

SIGLA	VARIÁVEL	Descrição	UNIDADE
CAD	Cadência	Números de passos executados por minuto	passos/min
TTC	Tempo do Ciclo	Tempo total de duração do ciclo da marcha	segundos
TA	Tempo de Apoio Percentual	Tempo percentual do TTC em que o membro direito permanece em contato com o solo	% do ciclo
TO	Tempo de Oscilação Percentual	Tempo percentual do TTC em que o membro direito oscila à frente	% do ciclo

TABELA 3.2 – VARIÁVEIS CINEMÁTICAS.

SIGLA	VARIÁVEL	Descrição	UNIDADE
TPAS	Tamanho do Passo	Distância linear no eixo x entre o primeiro toque do calcanhar do pé direito com o solo e o toque seguinte do mesmo calcanhar.	m

VEL	Velocidade	Velocidade de deslocamento.	m.s^{-1}
VELC	Velocidade de Contato	Velocidade de contato do calcâncar com o solo no início da fase de apoio.	m.s^{-1}
AMPQUA	Amplitude de Flexão e Extensão do Quadril	Amplitude total de flexão e extensão da articulação do quadril. Somatório dos picos de flexão e extensão.	graus
AMPJOE	Amplitude de Flexão e Extensão do Joelho	Amplitude total de flexão e extensão da articulação do joelho. Somatório dos picos de flexão e extensão.	graus
AMPTOR	Amplitude de Flexão e Extensão do Tornozelo	Amplitude total de flexão e extensão da articulação do tornozelo. Somatório dos picos de flexão e extensão.	graus
ROTPLV	Amplitude de Rotação da Pelve	Amplitude total de rotação do segmento da pélve. Somatório dos picos de rotação à direita e esquerda.	graus
INLPLV	Amplitude de Inclinação Lateral da Pelve	Amplitude total de inclinação lateral do segmento da pélve. Somatório dos picos de inclinação à direita e esquerda.	graus
INAPLV	Amplitude de Inclinação Anterior da Pelve	Amplitude total de inclinação do segmento da pélve. Somatório dos picos de ântero e retroversão pélvica.	graus

TABELA 3.3 – VARIÁVEIS CINÉTICAS (Figura 3.6).

SIGLA	VARIÁVEL	DESCRIÇÃO	UNIDADE
FYINI	Força de Reação Inicial em Y	Força paralela ao sentido (póstero-anterior) de deslocamento do sujeito (eixo Y) durante o contato do pé com o solo.	N
FYFIN	Força de Reação Final em Y	Força paralela ao sentido (ântero-posterior) de deslocamento do sujeito (eixo Y) durante a impulsão do pé.	N
TXFYINI	Taxa da Força Inicial em Y	Taxa da FYINI no início do ciclo no eixo Y. Representa a força dissipada no solo com o intuito de frear o deslocamento ântero-posterior.	N.s^{-1}

TXFYFIN	Taxa da Força Final em Y	Taxa da FYFIN no final da fase de apoio no eixo Y. Representa a força dissipada no solo com o intuito de acelerar e lançar o membro inferior à frente.	N.s ⁻¹
FZINI	Força de Reação Inicial em Z	Força vertical (eixo Z) durante o contato do pé com o solo.	N
FZFIN	Força de Reação Final em Z	Força vertical (eixo Z) durante a impulsão do pé.	N
TXFZINI	Taxa da Força Inicial em Z	Taxa da força no início do ciclo no eixo Z. Representa a força dissipada no solo com o intuito de frear o deslocamento ântero-posterior.	N.s ⁻¹

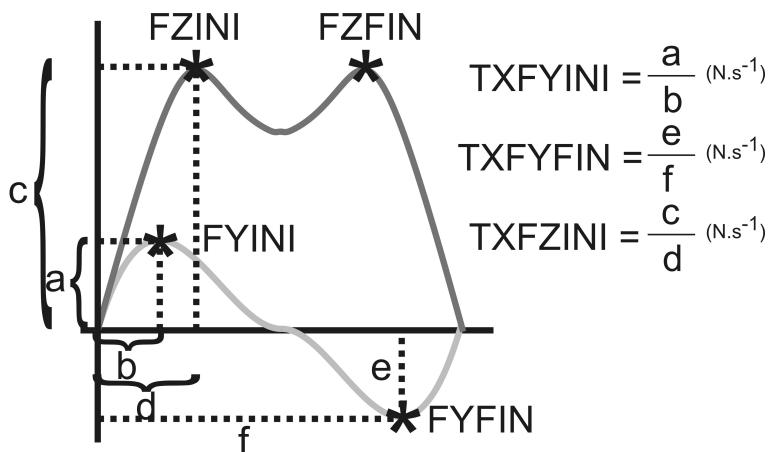


FIGURA 3.5 – FORMA DE CÁLCULO DAS VARIÁVEIS CINÉTICAS.

3.3.6. Tratamento Estatístico

O teste de Shapiro-Wilk foi aplicado para confirmar a normalidade dos dados. Os dados que não apresentaram distribuição normal sofreram uma transformação logarítmica (log 10) e foram novamente testados. Depois de confirmada a distribuição normal, um número de análises de variância ANOVA multifatorial com medidas repetidas foram aplicadas para testar as diferenças entre os grupos (ADU, SED e ATI) e entre as condições experimentais (marcha no plano, subida e descida da rampa). Quando diferenças foram encontradas o teste de Tukey foi aplicado para determinar onde essas ocorreram. Os testes estatísticos tiveram nível de significância de

$p \leq 0,05$ e foram aplicados através do software Statística versão 7.0 (StatSoft, USA).

3.4. RESULTADOS

3.4.1. Diferenças Entre os Grupos

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

Na transposição do plano horizontal, não foram identificadas diferenças ($p > 0,05$) nas variáveis que representam a organização espaço-temporal do ciclo da marcha entre os grupos (ADU, ATI e SED).

Na subida foram encontrados aumentos ($p \leq 0,05$) no tamanho do passo (TPAS) do grupo ADU ($1,41 \pm 0,08$ m) em comparação ao grupo ATI ($1,20 \pm 0,08$ m) e SED ($1,17 \pm 0,09$ m). Durante a descida o grupo ADU apresentou um passo ($1,38 \pm 0,10$ m) maior do que os outros grupos experimentais (ATI $1,08 \pm 0,15$ m; SED $1,06 \pm 0,10$ m; $p \leq 0,05$).

Na descida, a velocidade da marcha (VEL) do grupo ADU ($1,39 \pm 0,13$ m) foi maior ($p \leq 0,05$) do que os grupos de idosos (ATI $1,08 \pm 0,19$ m e SED $1,05 \pm 0,12$ m). Além disso, verificou-se redução ($p \leq 0,05$) da velocidade de contato do pé (VELC) do grupo SED ($0,80 \pm 0,27$ m.s $^{-1}$) em relação ao grupo ADU ($1,43 \pm 0,45$ m.s $^{-1}$). A VELC do grupo ATI não diferiu em relação aos demais grupos ($p > 0,05$; $0,94 \pm 0,33$ m.s $^{-1}$).

A tabela 3.4 resume os demais resultados encontrados nos parâmetros cinemáticos da organização espaço-temporal do ciclo da marcha entre os grupos ADU, ATI e SED na subida e descida da rampa.

TABELA 3.4 – VARIÁVEIS ESPAÇO-TEMPORAIS DO CICLO DA MARCHA – COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS

PLANO			
	ADU	ATI	SED
TPAS (m)	1,34±0,10	1,19±0,12	1,19±0,10
VEL (m.s ⁻¹)	1,29±0,13	1,14±0,18	1,16±0,20
VELC (m.s ⁻¹)	1,00±0,53	1,14±0,34	1,09±0,48
TTC (s)	1,04±0,06	1,06±0,08	1,04±0,11
CAD (pass/s)	57,8±3,2	56,9±4,2	58,4±6,3
TA (%)	63,7±2,1	64,1±14,1	62,1±11,7
TO (%)	36,3±2,1	35,8±14,1	37,9±11,7
SUBIDA			
	ADU	ATI	SED
TPAS (m)	1,41±0,08	1,20±0,08*	1,17±0,09*
VEL (m.s ⁻¹)	1,30±0,10	1,11±0,15	1,08±0,14
VELC (m.s ⁻¹)	1,19±0,47	1,05±0,38	1,04±0,49
TTC (s)	1,09±0,06	1,10±0,14	1,09±0,08
CAD (pass/s)	55,2±3,1	55,5±6,8	55,3±4,8
TA (%)	63,2±1,5	64,4±2,2	64,7±2,0
TO (%)	33,8±1,5	35,6±2,2	35,3±2,0
DESCIDA			
	ADU	ATI	SED
TPAS (m)	1,38±0,10	1,08±0,15*	1,06±0,10*
VEL (m.s ⁻¹)	1,39±0,13	1,08±0,19*	1,05±0,12*
VELC (m.s ⁻¹)	1,43±0,45	0,94±0,33	0,80±0,27*
TTC (s)	1,00±0,05	1,01±0,09	1,01±0,06
CAD (pass/s)	60,3±2,9	59,8±5,1	59,7±3,9
TA (%)	62,3±2,9	64,7±4,2	65,1±4,9
TO (%)	37,7±2,9	35,3±4,2	34,9±4,9

(*) Diferença significativa com o grupo ADU; (**) diferença significativa entre ATI e SED. Foi utilizado $p \leq 0,05$;

Na marcha no terreno plano, não foram encontradas diferenças ($p > 0,05$) nos parâmetros cinemáticos (angulares) e cinéticos entre os grupos experimentais.

Na subida da rampa, a amplitude do tornozelo (AMPTOR) do grupo ADU ($43,2 \pm 7,4^\circ$) foi maior ($p \leq 0,05$) do que aquela encontrada nos grupos ATI ($29,1 \pm 3,2^\circ$) e SED ($31,2 \pm 8,2^\circ$). A inclinação lateral da pelve (INLPELV) do

grupo SED ($8,6 \pm 3,4^\circ$), foi menor ($p \leq 0,05$) do que do grupo ADU ($16,6 \pm 5,9^\circ$) e ATI ($10,8 \pm 1,9^\circ$). Dentre as variáveis de cinéticas, a taxa de aplicação da força horizontal (Fy) no início do passo (TXYINI) do ADU ($519,5 \pm 191,5 \text{ N.s}^{-1}$) foi menor ($p \leq 0,05$) que a do grupo SED ($1399,5 \pm 1956,6 \text{ N.s}^{-1}$), mas não diferiu do grupo ATI ($p > 0,05$; $614,6 \pm 553,9 \text{ N.s}^{-1}$). A taxa de aplicação da força horizontal (Fy) no final do passo (TXYFIN) do ADU ($1230,8 \pm 761,8 \text{ N.s}^{-1}$) foi maior ($p \leq 0,05$) que a do SED ($609,2 \pm 394,3 \text{ N.s}^{-1}$), porém não diferiu do ATI ($p > 0,05$; $888,5 \pm 510,3 \text{ N.s}^{-1}$). Os demais parâmetros não diferiram entre condições e grupos ($p > 0,05$). Na descida da rampa, a inclinação lateral da pelve (INLPLV) do grupo ADU ($14,0 \pm 4,5^\circ$) foi maior ($p \leq 0,05$) que a do grupo ATI ($8,1 \pm 2,4^\circ$) e SED ($7,4 \pm 2,0^\circ$). Não foram encontradas diferenças ($p > 0,05$) entre os grupos ATI e SED. Os demais parâmetros não diferiram entre condições e grupos ($p > 0,05$). A tabela 3.5 e 3.6 resumem os resultados encontrados nas amplitudes articulares e valores cinéticos durante o ciclo da marcha entre os grupos experimentais. As figuras 3.6, 3.7, 3.8, 3.9, 3.10 e 3.11 apresentam o comportamento do deslocamento angular do quadril, joelho e tornozelo dos grupos experimentais, durante a subida e descida.

TABELA 3.5 – AMPLITUDES ARTICULARES – COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS.

PLANO			
	ADU	ATI	SED
AMPQUA ($^\circ$)	$44,7 \pm 4,7$	$45,9 \pm 4,9$	$45,1 \pm 4,7$
AMPJOE ($^\circ$)	$58,1 \pm 3,0$	$54,5 \pm 11,3$	$56,1 \pm 7,8$
AMPTOR ($^\circ$)	$35,3 \pm 6,8$	$30,6 \pm 13,3$	$29,8 \pm 8,0$
ROTPLV ($^\circ$)	$15,3 \pm 6,3$	$12,9 \pm 4,6$	$11,6 \pm 6,0$
INLPLV ($^\circ$)	$15,2 \pm 3,8$	$8,2 \pm 2,9$	$8,1 \pm 2,4$
INAPLV ($^\circ$)	$2,6 \pm 0,8$	$3,4 \pm 0,9$	$3,4 \pm 1,2$
SUBIDA			
	ADU	ATI	SED
AMPQUA ($^\circ$)	$55,9 \pm 5,4$	$55,7 \pm 5,5$	$53,3 \pm 7,7$
AMPJOE ($^\circ$)	$55,9 \pm 3,8$	$53,9 \pm 5,8$	$51,3 \pm 9,0$
AMPTOR ($^\circ$)	$43,2 \pm 7,4$	$29,1 \pm 3,2^*$	$31,2 \pm 8,2^*$
ROTPLV ($^\circ$)	$14,1 \pm 9,6$	$9,6 \pm 3,0$	$7,2 \pm 2,7$
INLPLV ($^\circ$)	$16,6 \pm 5,9$	$10,8 \pm 1,9$	$8,6 \pm 3,4^*$
INAPLV ($^\circ$)	$4,2 \pm 1,0$	$3,2 \pm 1,2$	$3,2 \pm 1,3$

continua

DESCIDA			
	ADU	ATI	SED
AMPQUA (°)	39,9±5,6	37,5±8,5	37,1±5,1
AMPJOE (°)	61,3±5,0	63,2±8,1	58,6±4,6
AMPTOR (°)	28,0±8,5	26,4±7,0	25,1±5,7
ROTPLV (°)	18,0±3,4	15,5±6,7	8,8±5,5
INLPLV (°)	14,0± 4,5	8,1±2,4*	7,4±2,0*
INAPLV (°)	4,2±1,3	4,0±1,4	3,5±1,2

(*) Diferença significativa com o grupo ADU; Foi utilizado $p \leq 0,05$;

TABELA 3.6 – VARIÁVEIS CINÉTICAS – COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS.

PLANO			
	ADU	ATI	SED
FYINI (N)	100,0±26,9	95,1±33,3	99,7±29,1
FYFIN (N)	-121,1±23,1	-114,0±37,4	-111,8±31,0
TXFYINI (N.s ⁻¹)	1138,2±588,7	945,2±430,6	916,8±301,7
TXFYFIN (N.s ⁻¹)	1294,9±360,0	953,3±492,4	973,9±569,9
FZINI (N)	607,7±95,8	639,9±204,6	674,9±146,1
FZFIN (N)	633,9±99,4	647,6±191,1	665,6±126,7
TXFZINI (N.s ⁻¹)	3675,6±697,1	3914,6±1425,6	4085,5±1438,6
SUBIDA			
	ADU	ATI	SED
FYINI (N)	49,5±18,5	51,0±12,2	49,4±19,6
FYFIN (N)	-175,7±33,7	-163,0±26,9	-144,6±41,6
TXFYINI (N.s ⁻¹)	519,5±191,5	614,6±553,9	1399,5±1956,6*
TXFYFIN (N.s ⁻¹)	-1230,8±761,8	-888,5±510,3	-609,2±394,3*
FZINI (N)	583,8±107,9	660,0±82,5	618,8±129,4
FZFIN (N)	657,3±91,4	706,7±91,6	634,4±121,3
TXFZINI (N.s ⁻¹)	3609,5±991,9	3718,1±569,2	3367,7±1086,4
DESCIDA			
	ADU	ATI	SED
FYINI (N)	102,20±20,2	69,4±30,7	81,2±20,7
FYFIN (N)	-170,0±36,1	-149,1±36,7	-129,1±31,7
TXFYINI (N.s ⁻¹)	190,0±38,8	129,3±57,5	148,4±40,2
TXFYFIN (N.s ⁻¹)	-389,6±78,7	-341,5±9,8	-297,3±71,1
FZINI (N)	683,3±110,0	700,2±88,7	671,6±116,2
FZFIN (N)	537,0±102,5	611,7±89,6	599,2±93,3
TXFZINI (N.s ⁻¹)	4846,6±1206,0	4460,8±912,1	3931,2±830,0

(*) Diferença significativa com o grupo ADU; Foi utilizado $p \leq 0,05$;

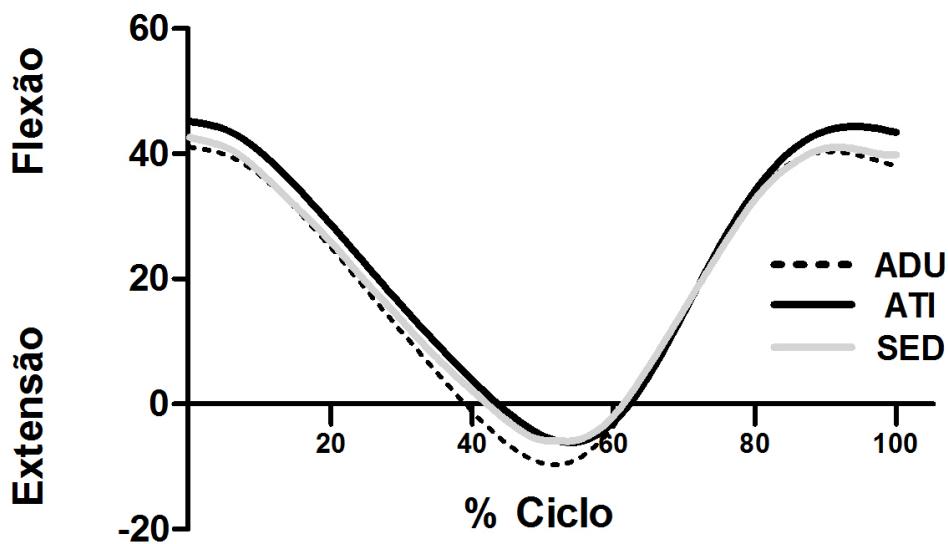


FIGURA 3.6 – DESLOCAMENTOS ANGULARES DA ARTICULAÇÃO DO QUADRIL DOS GRUPOS ATI E SED, COMPARADOS AO GRUPO ADU, DURANTE A SUBIDA DA RAMPA.

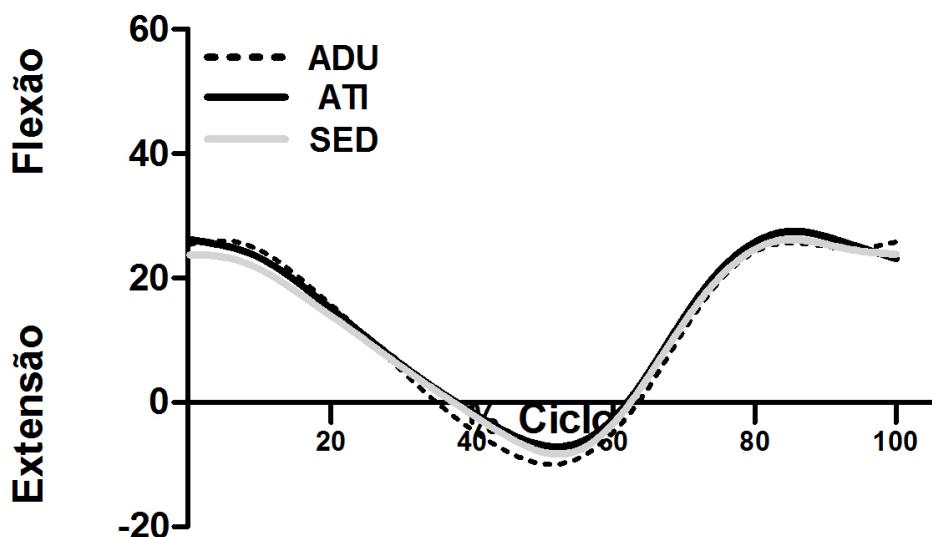


FIGURA 3.7 – DESLOCAMENTOS ANGULARES DA ARTICULAÇÃO DO QUADRIL DOS GRUPOS ATI E SED, COMPARADOS AO GRUPO ADU, DURANTE A DESCIDA DA RAMPA.

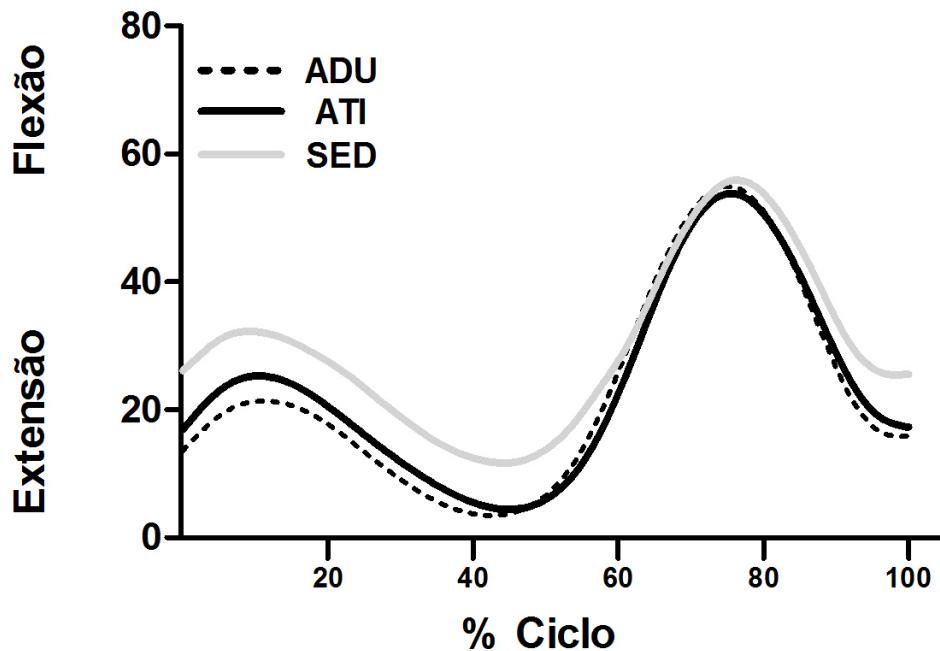


FIGURA 3.8 – DESLOCAMENTOS ANGULARES DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO DOS GRUPOS ATI E SED, COMPARADOS AO GRUPO ADU, DURANTE A SUBIDA DA RAMPA.

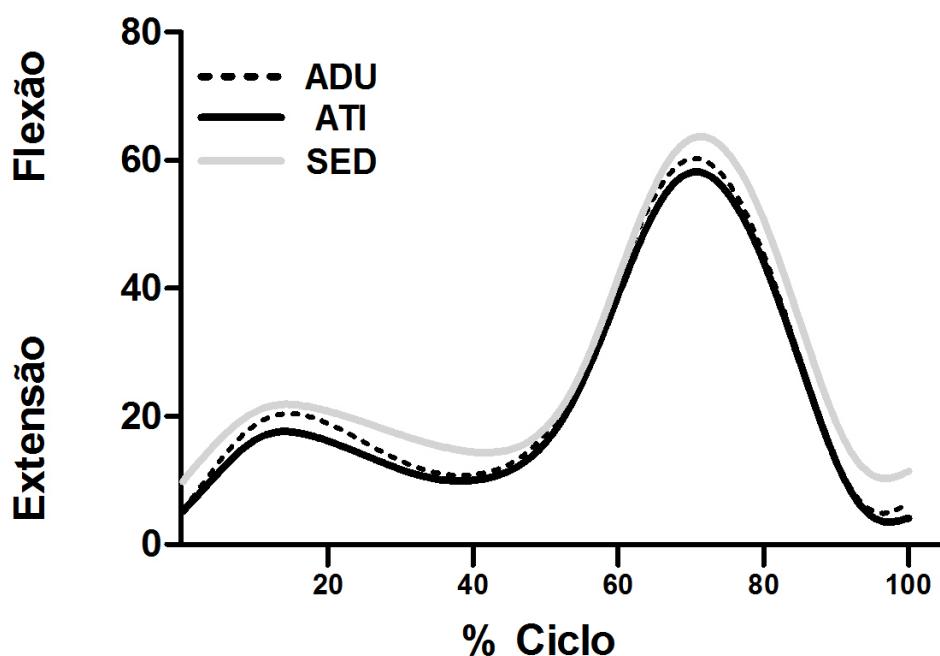


FIGURA 3.9 – DESLOCAMENTOS ANGULARES DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO DOS GRUPOS ATI E SED, COMPARADOS AO GRUPO ADU, DURANTE A DESCIDA DA RAMPA.

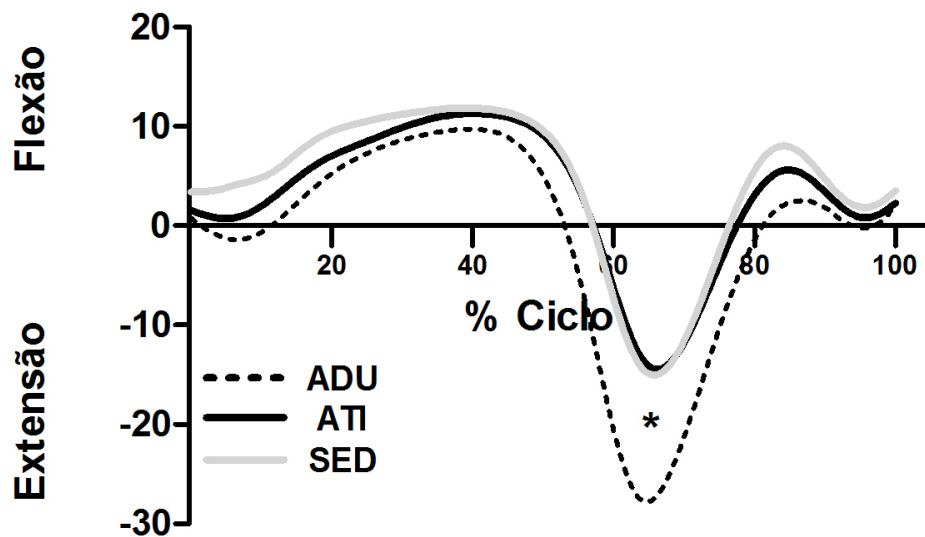


FIGURA 3.10 – DESLOCAMENTOS ANGULARES DA ARTICULAÇÃO DO TORNOZELO DOS GRUPOS ATI E SED, COMPARADOS AO GRUPO ADU, DURANTE A SUBIDA DA RAMPA. (*) DIFERENÇA SIGNIFICATIVA NA AMPTOR ENTRE ADU VS. ATI, E ADU VS. SED ($P \leq 0,05$).

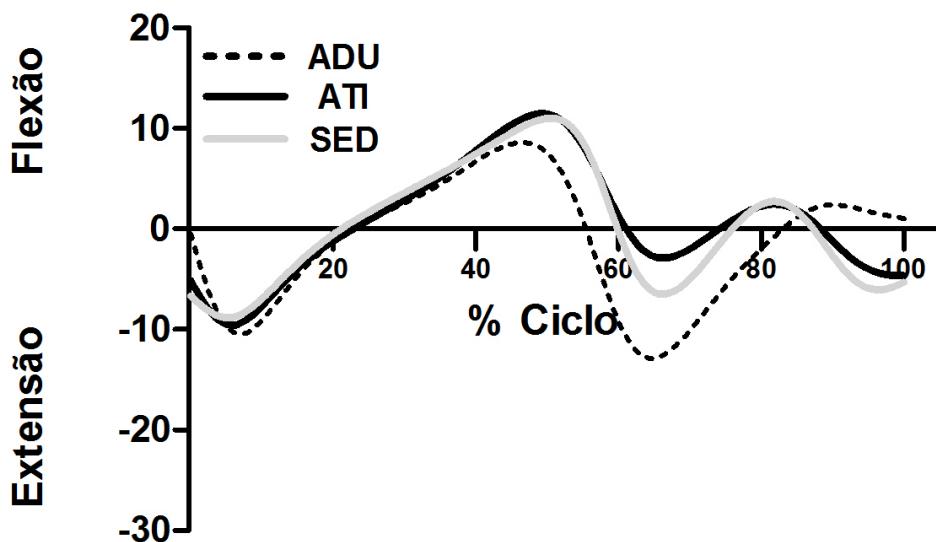


FIGURA 3.11 – DESLOCAMENTOS ANGULARES DA ARTICULAÇÃO DO TORNOZELO DOS GRUPOS ATI E SED, COMPARADOS AO GRUPO ADU, DURANTE A DESCIDA DA RAMPA.

As figuras 3.12, 3.13 e 3.14 apresentam as FRS durante o deslocamento no terreno plano, subida e descida da rampa.

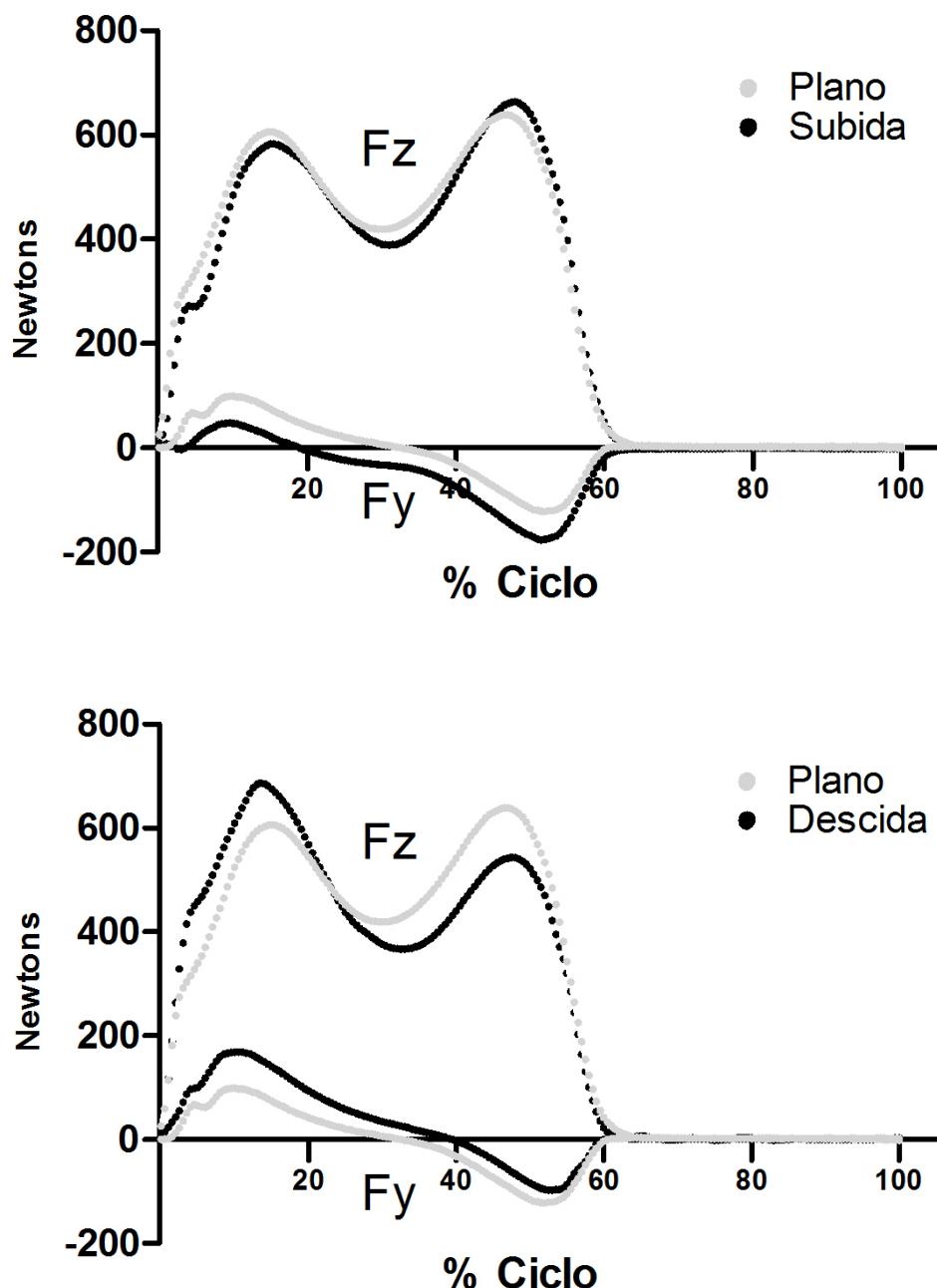


FIGURA 3.12 – FORÇA HORIZONTAL (Fy) E VERTICAL (Fz) DO PÉ DURANTE A FASE DE APOIO DO GRUPO ADU DURANTE A MARCHA EM TERRENO PLANO, SUBIDA E DESCIDA DA RAMPA.

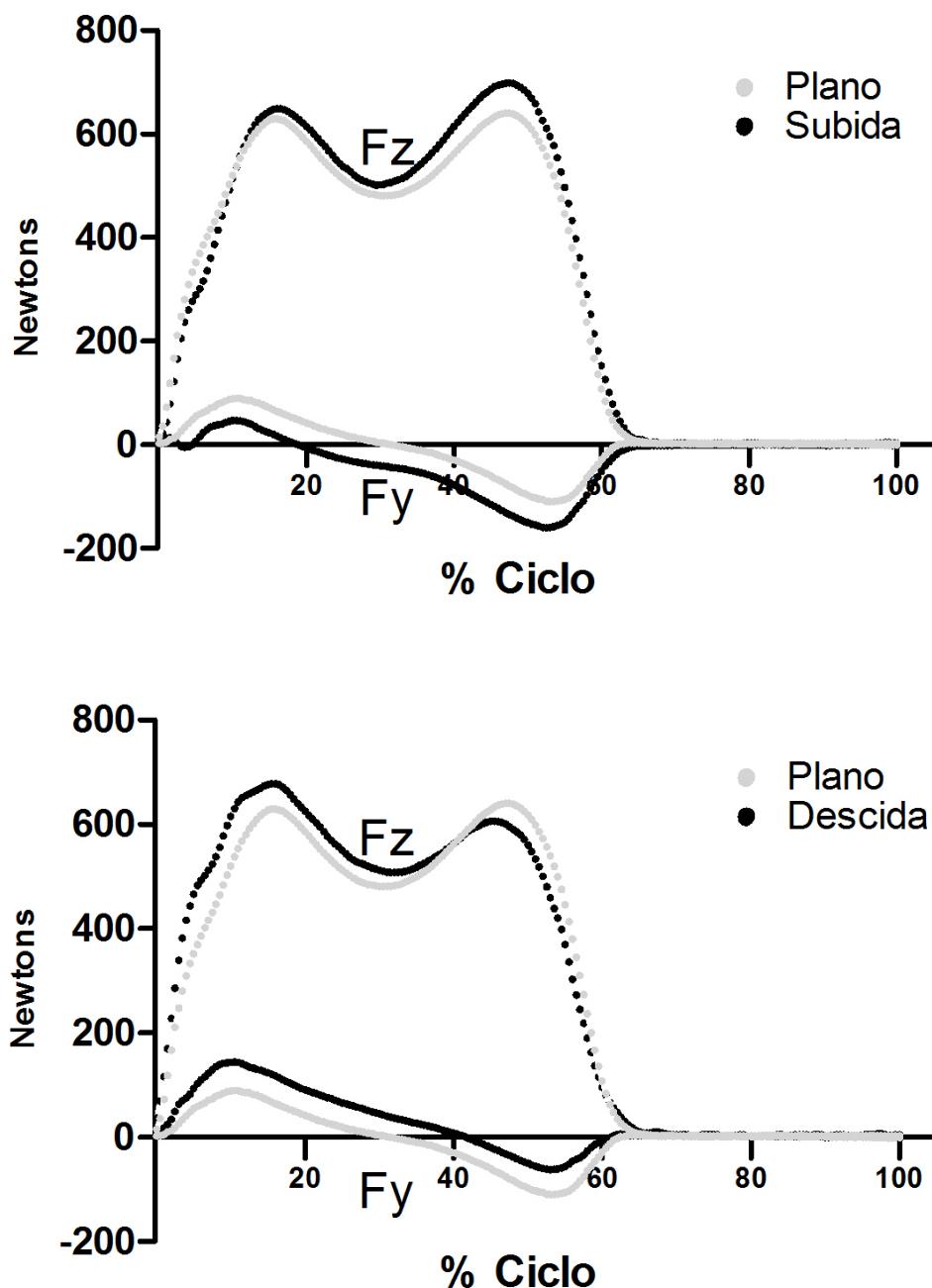


FIGURA 3.13 – FORÇA HORIZONTAL (F_y) E VERTICAL (F_z) DO PÉ DURANTE A FASE DE APOIO DO GRUPO ATI DURANTE A MARCHA EM TERRENO PLANO, SUBIDA E DESCIDA DA RAMPA.

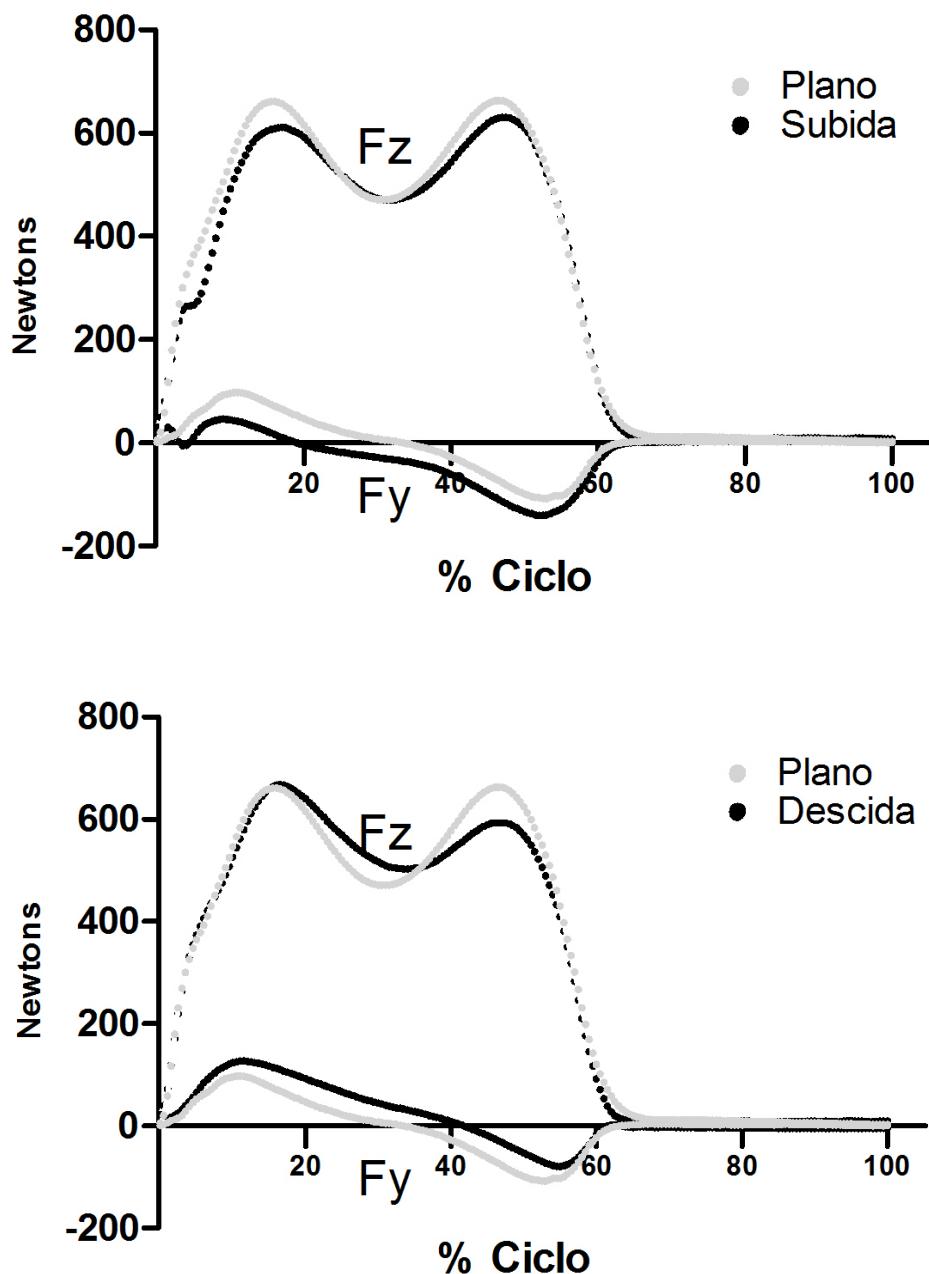


FIGURA 3.14 – FORÇA HORIZONTAL (F_y) E VERTICAL (F_z) DO PÉ DURANTE A FASE DE APOIO DO GRUPO SED DURANTE A MARCHA EM TERRENO PLANO, SUBIDA E DESCIDA DA RAMPA.

3.4.2. Diferenças Entre os Terrenos

No grupo ADU o tempo total do ciclo (TTC) durante a SUB da rampa ($1,09 \pm 0,06$ s) foi maior do que no PLA e na DES ($1,04 \pm 0,06$ s; $p \leq 0,05$). A cadênci a (CAD) no PLA ($57,8 \pm 3,2$ pass/s) foi maior do que a encontrada durante a SUB ($55,2 \pm 3,1$ pass/s), porém menor do que na DES ($60,3 \pm 2,9$ pass/s) da rampa ($p \leq 0,05$). A cadênci a durante a SUB ($55,2 \pm 3,1$ pass/s) foi menor do que a encontrada na DES ($60,3 \pm 2,9$ pass/s) da rampa ($p \leq 0,05$). No grupo ATI o tamanho do passo (TPAS) durante a DES ($1,08 \pm 0,15$ m) foi menor do que o encontrado na SUB ($1,20 \pm 0,08$ m) e no PLA ($1,19 \pm 0,12$; $p \leq 0,05$). O tempo total do ciclo na SUB ($1,10 \pm 0,14$ s) foi maior do que no PLA ($1,06 \pm 0,08$ s) e na DES ($1,01 \pm 0,09$; $p \leq 0,05$ s). Não foi encontrada diferença entre o PLA e DES no tempo total do ciclo. A cadênci a durante a SUB ($55,5 \pm 6,8$ pass/s) foi maior que no PLA ($56,9 \pm 4,2$ pass/s) e menor que na DES ($59,8 \pm 5,1$; $p \leq 0,05$ pass/s). Entre os SED o tamanho do passo durante a DES ($1,06 \pm 0,10$ m) foi menor do que o encontrado no PLA ($1,19 \pm 0,10$ m) e na SUB ($1,17 \pm 0,09$ m) da rampa ($p \leq 0,05$). O tempo total do ciclo durante a DES ($1,01 \pm 0,06$ s) foi menor do que na SUB ($1,09 \pm 0,08$ s) e no PLA ($1,04 \pm 0,11$ s). A cadênci a na DES ($59,7 \pm 3,9$ pass/s) foi maior do que a identificada no PLA ($58,4 \pm 6,3$ pass/s) e na SUB ($55,3 \pm 4,8$ pass/s; $p \leq 0,05$). A tabela 3.7 apresenta os valores encontrados nas variáveis espaço-temporais analisadas.

Dentre as amplitudes angulares analisadas, a amplitude do quadril (AMPQUA) do grupo ADU apresentou diferença ($p \leq 0,05$) entre todas as condições experimentais (PLA $44,7 \pm 4,7^\circ$; SUB $55,9 \pm 5,4^\circ$; DES $39,9 \pm 5,6^\circ$). A amplitude do tornozelo (AMPTOR) do grupo ADU durante a DES ($28,0 \pm 8,5^\circ$) foi menor do que no PLA ($35,3 \pm 6,8^\circ$) e na SUB ($43,2 \pm 7,4^\circ$; $p \leq 0,05$). A inclinação anterior da pelve (INAPLV) durante a marcha em terreno plano ($2,6 \pm 0,8^\circ$) foi menor do que a encontrada na SUB ($4,2 \pm 1,0^\circ$) e DES ($4,2 \pm 1,3^\circ$) da rampa ($p \leq 0,05$). No grupo ATI a amplitude do quadril foi significativamente ($p \leq 0,05$) diferente em todas as condições experimentais (PLA $5,9 \pm 4,9^\circ$; SUB $55,7 \pm 5,5^\circ$; DES $37,5 \pm 8,5^\circ$). A amplitude do joelho (AMPJOE) do grupo ATI durante a DES ($63,2 \pm 8,1^\circ$) foi maior do que no PLA ($54,5 \pm 11,3^\circ$) e SUB ($53,9 \pm 5,8^\circ$; $p \leq 0,05$). Ao redor da pelve do grupo ATI, apenas a rotação

(ROTPLV) durante a DES ($15,5 \pm 6,7^\circ$) foi maior do que na SUB ($9,6 \pm 3,0^\circ$), mas não diferiu do PLA ($12,9 \pm 4,6^\circ$; $p > 0,05$).

TABELA 3.7 – VARIÁVEIS ESPAÇO-TEMPORAIS DO CICLO DA MARCHA – COMPARAÇÃO ENTRE PLANOS

ADULTOS			
	PLA	SUB	DES
TPAS (m)	$1,34 \pm 0,10$	$1,41 \pm 0,08$	$1,38 \pm 0,10$
VEL ($m.s^{-1}$)	$1,29 \pm 0,13$	$1,30 \pm 0,10$	$1,39 \pm 0,13$
VELC ($m.s^{-1}$)	$1,00 \pm 0,53$	$1,19 \pm 0,47$	$1,43 \pm 0,45$
TTC (s)	$1,04 \pm 0,06$	$1,09 \pm 0,06^*$	$1,00 \pm 0,05^{**}$
CAD (pass/s)	$57,8 \pm 3,2$	$55,2 \pm 3,1^*$	$60,3 \pm 2,9^*,^{**}$
TA (%)	$63,7 \pm 2,1$	$63,2 \pm 1,5$	$62,3 \pm 2,9$
TO (%)	$36,3 \pm 2,1$	$33,8 \pm 1,5$	$37,7 \pm 2,9$
ATIVOS			
	PLA	SUB	DES
TPAS (m)	$1,19 \pm 0,12$	$1,20 \pm 0,08$	$1,08 \pm 0,15^*,^{**}$
VEL ($m.s^{-1}$)	$1,14 \pm 0,18$	$1,11 \pm 0,15$	$1,08 \pm 0,19$
VELC ($m.s^{-1}$)	$1,14 \pm 0,34$	$1,05 \pm 0,38$	$0,94 \pm 0,33$
TTC (s)	$1,06 \pm 0,08$	$1,10 \pm 0,14^*$	$1,01 \pm 0,09^{**}$
CAD (pass/s)	$56,9 \pm 4,2$	$55,5 \pm 6,8^*$	$59,8 \pm 5,1^{**}$
TA (%)	$64,1 \pm 14,1$	$64,4 \pm 2,2$	$64,7 \pm 4,2$
TO (%)	$35,8 \pm 14,1$	$35,6 \pm 2,2$	$35,3 \pm 4,2$
SEDENTÁRIOS			
	PLA	SUB	DES
TPAS (m)	$1,19 \pm 0,10$	$1,17 \pm 0,09$	$1,06 \pm 0,10^*,^{**}$
VEL ($m.s^{-1}$)	$1,16 \pm 0,20$	$1,08 \pm 0,14$	$1,05 \pm 0,12$
VELC ($m.s^{-1}$)	$1,09 \pm 0,48$	$1,04 \pm 0,49$	$0,80 \pm 0,27$
TTC (s)	$1,04 \pm 0,11$	$1,09 \pm 0,08$	$1,01 \pm 0,06^*,^{**}$
CAD (pass/s)	$58,4 \pm 6,3$	$55,3 \pm 4,8$	$59,7 \pm 3,9^*,^{**}$
TA (%)	$62,1 \pm 11,7$	$64,7 \pm 2,0$	$65,1 \pm 4,9$
TO (%)	$37,9 \pm 11,7$	$35,3 \pm 2,0$	$34,9 \pm 4,9$

(*) Diferença significativa em comparação com a condição PLA; (**) diferença significativa entre SUB e DES. Foi utilizado $p \leq 0,05$;

No SED assim como nos outros grupos, a amplitude do quadril foi diferente entre todas as condições testadas (PLA $45,1 \pm 4,7^\circ$; SUB $53,3 \pm 7,7^\circ$; DES $37,1 \pm 5,1^\circ$; $p \leq 0,05$). Na DES a amplitude do joelho ($58,6 \pm 4,6^\circ$) foi maior do que na SUB ($51,3 \pm 9,0^\circ$) da rampa ($p \leq 0,05$), mas não diferiu da amplitude

apresentada no PLA ($56,1 \pm 7,8^\circ$; $p > 0,05$). A tabela 3.8 e as figuras 3.15, 3.16 e 3.17 resumem os resultados encontrados nas amplitudes articulares.

TABELA 3.8 – AMPLITUDES ARTICULARES – COMPARAÇÃO ENTRE PLANOS

ADULTOS			
	PLA	SUB	DES
AMPQUA ($^\circ$)	$44,7 \pm 4,7$	$55,9 \pm 5,4^*$	$39,9 \pm 5,6^*, **$
AMPJOE ($^\circ$)	$58,1 \pm 3,0$	$55,9 \pm 3,8$	$61,3 \pm 5,0$
AMPTOR ($^\circ$)	$35,3 \pm 6,8$	$43,2 \pm 7,4$	$28,0 \pm 8,5^*, **$
ROTPLV ($^\circ$)	$15,3 \pm 6,3$	$14,1 \pm 9,6$	$18,0 \pm 3,4$
INLPLV ($^\circ$)	$15,2 \pm 3,8$	$16,6 \pm 5,9$	$14,0 \pm 4,5$
INAPLV ($^\circ$)	$2,6 \pm 0,8$	$4,2 \pm 1,0^*$	$4,2 \pm 1,3^*$
ATIVOS			
	PLA	SUB	DES
AMPQUA ($^\circ$)	$45,9 \pm 4,9$	$55,7 \pm 5,5^*$	$37,5 \pm 8,5^*, **$
AMPJOE ($^\circ$)	$54,5 \pm 11,3$	$53,9 \pm 5,8$	$63,2 \pm 8,1^*, **$
AMPTOR ($^\circ$)	$30,6 \pm 13,3$	$29,1 \pm 3,2$	$26,4 \pm 7,0$
ROTPLV ($^\circ$)	$12,9 \pm 4,6$	$9,6 \pm 3,0$	$15,5 \pm 6,7^{**}$
INLPLV ($^\circ$)	$8,2 \pm 2,9$	$10,8 \pm 1,9$	$8,1 \pm 2,4$
INAPLV ($^\circ$)	$3,4 \pm 0,9$	$3,2 \pm 1,2$	$4,0 \pm 1,4$
SEDENTÁRIOS			
	PLA	SUB	DES
AMPQUA ($^\circ$)	$45,1 \pm 4,7$	$53,3 \pm 7,7^*$	$37,1 \pm 5,1^*, **$
AMPJOE ($^\circ$)	$56,1 \pm 7,8$	$51,3 \pm 9,0$	$58,6 \pm 4,6^{**}$
AMPTOR ($^\circ$)	$29,8 \pm 8,0$	$31,2 \pm 8,2$	$25,1 \pm 5,7$
ROTPLV ($^\circ$)	$11,6 \pm 6,0$	$7,2 \pm 2,7$	$8,8 \pm 5,5$
INLPLV ($^\circ$)	$8,1 \pm 2,4$	$8,6 \pm 3,4$	$7,4 \pm 2,0$
INAPLV ($^\circ$)	$3,4 \pm 1,2$	$3,2 \pm 1,3$	$3,5 \pm 1,2$

(*) Diferença significativa em comparação com a condição PLA; (**) diferença significativa entre SUB e DES. Foi utilizado $p \leq 0,05$;

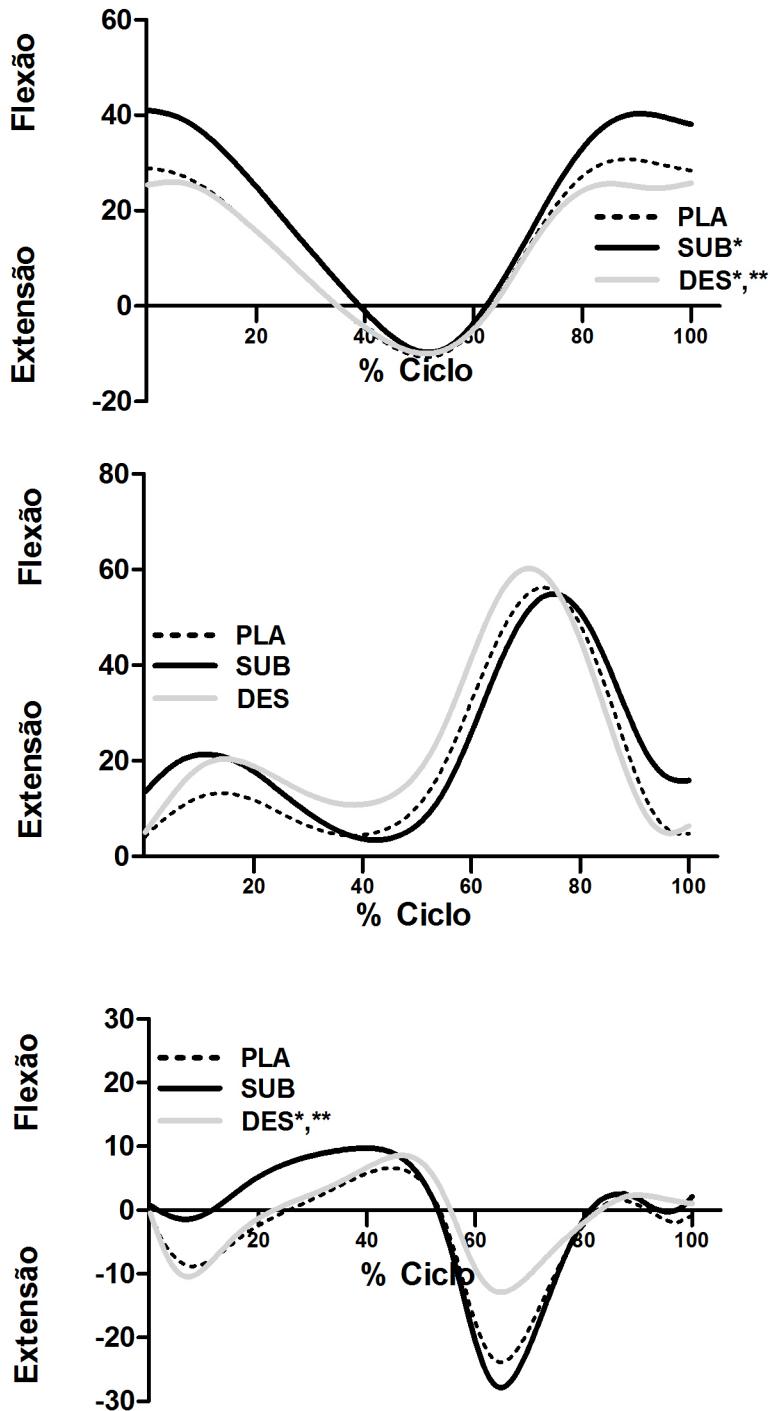


FIGURA 3.15 – DESLOCAMENTOS ANGULARES DO QUADRIL (SUPERIOR), JOELHO (CENTRAL) E TORNOZELO (INFERIOR) DO GRUPO ADU NAS TRÊS CONDIÇÕES EXPERIMENTAIS. (*) DIFERENÇA NA AMPLITUDE EM RELAÇÃO AO PLANO. (**) DIFERENÇA NA AMPLITUDE ENTRE SUB E DES ($p \leq 0,05$).

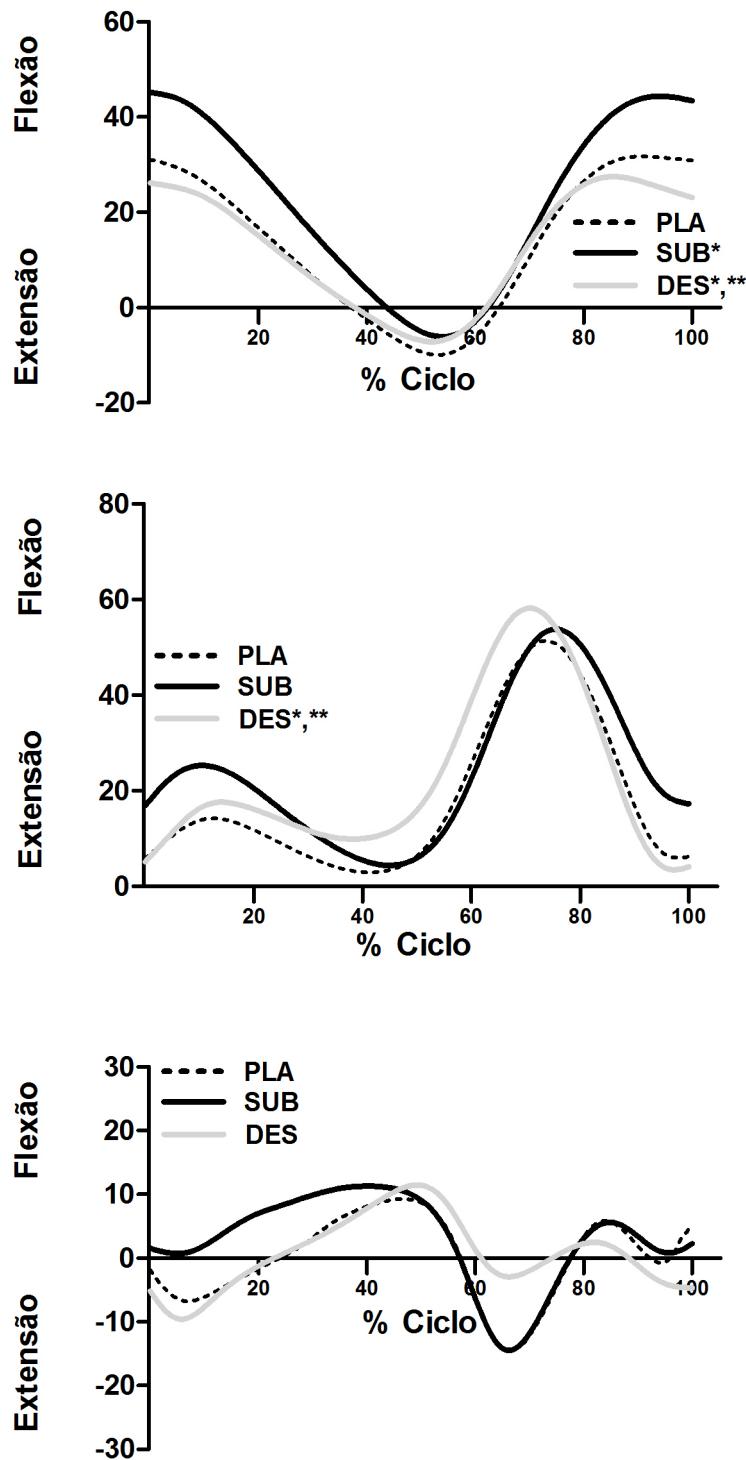


FIGURA 3.16 – DESLOCAMENTOS ANGULARES DO QUADRIL (SUPERIOR), JOELHO (CENTRAL) E TORNOZELO (INFERIOR) DO GRUPO ATI NAS TRÊS CONDIÇÕES EXPERIMENTAIS. (*) DIFERENÇA NA AMPLITUDE EM RELAÇÃO AO PLANO. (**) DIFERENÇA NA AMPLITUDE ENTRE SUB E DES ($p \leq 0,05$).

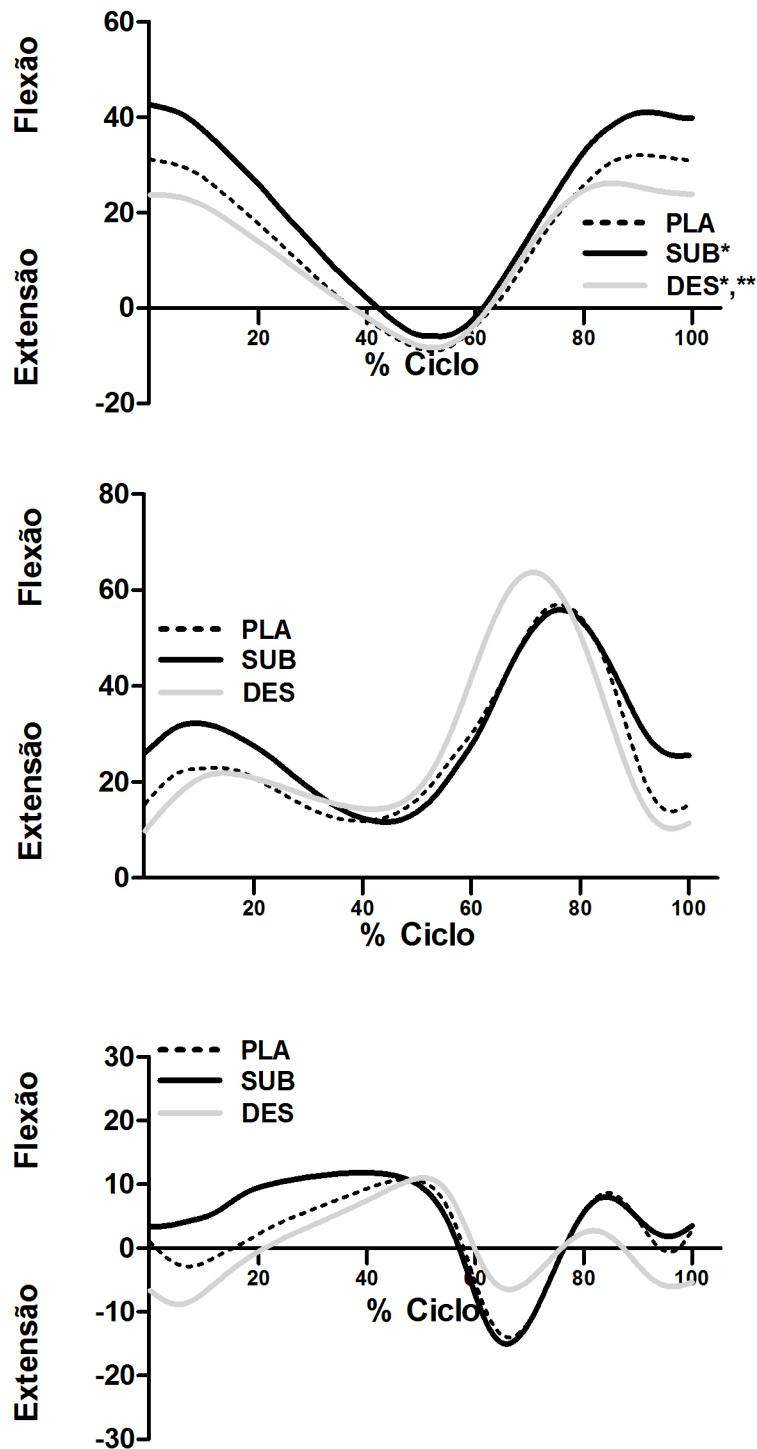


FIGURA 3.17 – DESLOCAMENTOS ANGULARES DO QUADRIL (SUPERIOR), JOELHO (CENTRAL) E TORNOZELO (INFERIOR) DO GRUPO SED NAS TRÊS CONDIÇÕES EXPERIMENTAIS. (*) DIFERENÇA NA AMPLITUDE EM RELAÇÃO AO PLANO. (**) DIFERENÇA NA AMPLITUDE ENTRE SUB E DES ($p \leq 0,05$).

Nas variáveis cinéticas o grupo ADU apresentou uma força horizontal (Fy) ântero-posterior (contra o deslocamento) no início do passo (FYINI) durante a SUB ($49,5 \pm 18,5$ N) menor ($p \leq 0,05$) do que nas outras condições experimentais (PLA $100,0 \pm 26,9$ N; DES $102,20 \pm 20,2$ N). A força horizontal (Fy) no final do passo (a favor do deslocamento; FYFIN) foi menor no terreno PLA ($-121,1 \pm 23,1$ N) em comparação com a subida ($-175,7 \pm 33,7$ N) e a descida ($-170,0 \pm 36,1$ N) da rampa ($p \leq 0,05$). A velocidade com que a força horizontal foi aplicada no inicio do passo (taxa de aplicação; TXFYINI) no grupo ADU foi menor na DES ($190,0 \pm 38,8$ N.s $^{-1}$) em comparação ao PLA ($1138,2 \pm 588,7$ N.s $^{-1}$). Não foi encontrada diferença entre a SUB e DES, ou PLA e SUB. A taxa de aplicação da força horizontal (TXFYFIN) na final do passo durante a DES ($-389,6 \pm 78,7$ N.s $^{-1}$) da rampa, foi menor ($p \leq 0,05$) do que no terreno PLA ($-1294,9 \pm 360,0$ N.s $^{-1}$) e SUB ($-1230,8 \pm 761,8$ N.s $^{-1}$). A taxa de aplicação da força vertical (Fz) no início do passo (TXFZINI) foi maior ($p \leq 0,05$) na DES ($4846,6 \pm 1206,0$ N.s $^{-1}$) em comparação com o PLA ($3675,6 \pm 697,1$ N.s $^{-1}$) e a SUB ($3609,5 \pm 991,9$ N.s $^{-1}$). Não houve diferença entre o PLA e a SUB da rampa ($p > 0,05$)

No grupo ATI a força horizontal no início do passo (FYINI) foi maior ($p \leq 0,05$) no PLA ($95,1 \pm 33,3$ N) em comparação com as outras condições (SUB $51,0 \pm 12,2$ N; DES $69,4 \pm 30,7$ N). A força horizontal no final do passo (FYFIN) foi menor ($p \leq 0,05$) no PLA ($-114,0 \pm 37,4$ N) em comparação com a SUB ($-163,0 \pm 26,9$ N) e DES ($-149,1 \pm 36,7$ N) da rampa. A taxa de aplicação da força horizontal no final do passo (TXFYFIN) foi menor durante a descida da rampa ($-341,5 \pm 9,8$ N.s $^{-1}$) em comparação com as outras condições experimentais (PLA $953,3 \pm 492,4$ N.s $^{-1}$; SUB $-888,5 \pm 510,3$ N.s $^{-1}$; $p \leq 0,05$).

No grupo SED a força horizontal no início do passo (FYINI) foi diferente entre todas as condições experimentais (PLA $99,7 \pm 29,1$ N; SUB $49,4 \pm 19,6$ N; DES $81,2 \pm 20,7$ N; $p \leq 0,05$). A força horizontal no final do passo (FYFIN) foi maior durante a SUB ($-144,6 \pm 41,6$) em comparação com o terreno PLA ($-111,8 \pm 31,0$; $p \leq 0,05$). A taxa de aplicação da força horizontal no início do passo (TXFYINI) durante a DES ($148,4 \pm 40,2$ N.s $^{-1}$) foi menor ($p \leq 0,05$) que a encontrada na SUB ($1399,5 \pm 1956,6$ N.s $^{-1}$) da rampa. A taxa de aplicação da força horizontal no final do passo (TXFYFIN) durante a DES ($-297,3 \pm 71,1$ N.s $^{-1}$) foi menor ($p \leq 0,05$) que a encontrada no deslocamento em

terreno PLA ($-973,9 \pm 569,9 \text{ N.s}^{-1}$). Não foram encontradas diferenças entre as outras condições. A tabela 3.9 e as figuras 3.18, 3.19 e 3.20 resumem os resultados encontrados nas variáveis cinéticas.

TABELA 3.9 – VARIÁVEIS CINÉTICAS – COMPARAÇÃO ENTRE PLANOS

ADULTOS			
	PLA	SUB	DES
FYINI (N)	100,0 \pm 26,9	49,5 \pm 18,5*	102,20 \pm 20,2**
FYFIN (N)	-121,1 \pm 23,1	-175,7 \pm 33,7*	-170,0 \pm 36,1*
TXFYINI (N.s $^{-1}$)	1138,2 \pm 588,7	519,5 \pm 191,5	190,0 \pm 38,8*
TXFYFIN (N.s $^{-1}$)	-1294,9 \pm 360,0	-1230,8 \pm 761,8	-389,6 \pm 78,7*,**
FZINI (N)	607,7 \pm 95,8	583,8 \pm 107,9	683,3 \pm 110,0
FZFIN (N)	633,9 \pm 99,4	657,3 \pm 91,4	537,0 \pm 102,5
TXFZINI (N.s $^{-1}$)	3675,6 \pm 697,1	3609,5 \pm 991,9	4846,6 \pm 1206,0*,**
ATIVOS			
	PLA	SUB	DES
FYINI (N)	95,1 \pm 33,3	51,0 \pm 12,2*	69,4 \pm 30,7*
FYFIN (N)	-114,0 \pm 37,4	-163,0 \pm 26,9*	-149,1 \pm 36,7*
TXFYINI (N.s $^{-1}$)	945,2 \pm 430,6	614,6 \pm 553,9	129,3 \pm 57,5
TXFYFIN (N.s $^{-1}$)	953,3 \pm 492,4	-888,5 \pm 510,3	-341,5 \pm 9,8*,**
FZINI (N)	639,9 \pm 204,6	660,0 \pm 82,5	700,2 \pm 88,7
FZFIN (N)	647,6 \pm 191,1	706,7 \pm 91,6	611,7 \pm 89,6
TXFZINI (N.s $^{-1}$)	3914,6 \pm 1425,6	3718,1 \pm 569,2	4460,8 \pm 912,1
SEDENTÁRIOS			
	PLA	SUB	DES
FYINI (N)	99,7 \pm 29,1	49,4 \pm 19,6*	81,2 \pm 20,7*,**
FYFIN (N)	-111,8 \pm 31,0	-144,6 \pm 41,6*	-129,1 \pm 31,7
TXFYINI (N.s $^{-1}$)	916,8 \pm 301,7	1399,5 \pm 1956,6	148,4 \pm 40,2**
TXFYFIN (N.s $^{-1}$)	-973,9 \pm 569,9	-609,2 \pm 394,3	-297,3 \pm 71,1*
FZINI (N)	674,9 \pm 146,1	618,8 \pm 129,4	671,6 \pm 116,2
FZFIN (N)	665,6 \pm 126,7	634,4 \pm 121,3	599,2 \pm 93,3
TXFZINI (N.s $^{-1}$)	4085,5 \pm 1438,6	3367,7 \pm 1086,4	3931,2 \pm 830,0

(*) Diferença significativa em comparação com a condição PLA; (**) diferença significativa entre SUB e DES. Foi utilizado $p \leq 0,05$;

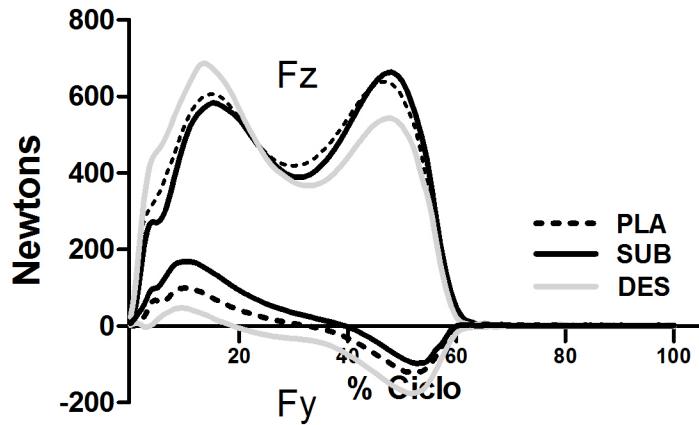


FIGURA 3.18 – FORÇA HORIZONTAL (FY) E VERTICAL (FZ) DO GRUPO ADU DURANTE A MARCHA EM TERRENO PLANO, SUBIDA E DESCIDA DA RAMPA.

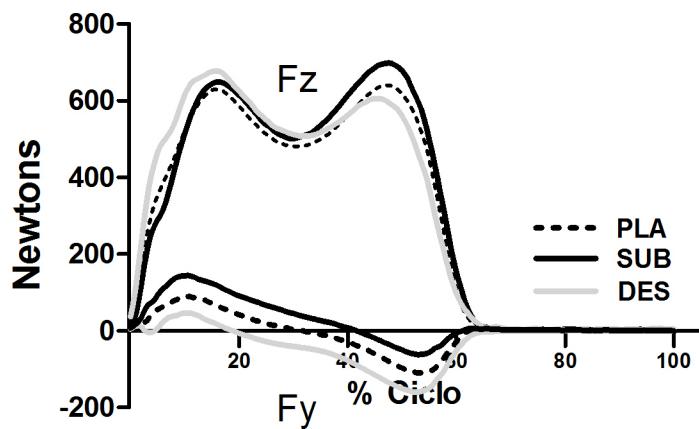


FIGURA 3.19 – FORÇA HORIZONTAL (FY) E VERTICAL (FZ) DO GRUPO ATI DURANTE A MARCHA EM TERRENO PLANO, SUBIDA E DESCIDA DA RAMPA.

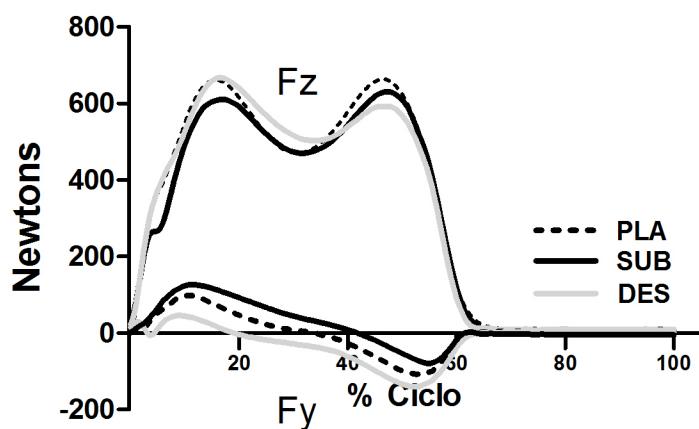


FIGURA 3.20 – FORÇA HORIZONTAL (FY) E VERTICAL (FZ) DO GRUPO SED DURANTE A MARCHA EM TERRENO PLANO, SUBIDA E DESCIDA DA RAMPA.

3.5. DISCUSSÃO

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

A quantidade de trabalhos que investigaram os parâmetros da marcha aqui abordados sobre as mesmas condições experimentais é reduzida. Deste modo, foi incluído no presente estudo um grupo com amostra de adultos de forma a permitir a comparação dos resultados com os grupos idosos (ATI e SED). Um grupo de mulheres jovens (ADU) foi utilizado como parâmetro para comparação dos resultados encontrados nos grupos ATI e SED. Os resultados encontrados no grupo ADU são similares aos relatados na literatura (CHUNG et al., 2012; WINTER, 1995; WINTER, 1991), sendo que deste modo a H_1 foi aceita.

3.5.1. Diferenças Entre os Grupos

Na marcha realizada em terreno plano, não foram identificadas diferenças ($p>0,05$) em nenhuma das variáveis cinemáticas ou cinéticas estudadas. Este resultado pode ser consequência do critério de seleção adotado no presente estudo, que excluía da amostra selecionada mulheres que apresentassem problemas clínicos ou dificuldades de locomoção (problemas relativamente comuns a esta população). Deste modo, as mulheres incluídas no grupo ATI e SED possuíam uma excelente capacidade de deslocamento na marcha em terreno plano. Essa situação já foi relatada previamente em outro estudo (KERRIGAN et al., 1998). Além disso a marcha em terreno plano não parece ser uma tarefa que requisiite grandes demandas musculares, o que permite a indivíduos, mesmo com menores níveis de

aptidão física, realizá-la sem grandes dificuldades. Kerrigan et al. (1998) relataram que as alterações encontradas na marcha dos idosos por eles pesquisados, não foram mais significativas pois os indivíduos incluídos na amostra eram saudáveis, sem problemas clínicos relevantes e realizavam um volume de atividades físicas considerado como normal para a faixa etária de tal população. Deste modo mesmo sendo pessoas sexagenárias, as mulheres participantes deste estudo podem ter de forma menos significativa, os efeitos do envelhecimento que poderiam influenciar diretamente os parâmetros da marcha em terreno plano aqui analisados.

Entretanto, a análise dos parâmetros da marcha durante a transposição de superfícies inclinadas apresentou diferenças ($p \leq 0,05$), tanto entre os planos (subida e descida) quanto entre os grupos (ADU, ATI e SED). Os deslocamentos em superfícies inclinadas requerem maior esforço muscular, verificado pelo maior gasto energético (HUNTER et al., 2010; MINETTI et al., 2002) além de apresentarem um maior desafio ao indivíduo (MCINTOSHI et al., 2006). Provavelmente essa é a razão pela qual foi possível identificar os efeitos do envelhecimento (ADU x ATI e SED) e do volume de atividades (ATI x SED) nos parâmetros cinemáticos e cinéticos da marcha das mulheres avaliadas.

Apesar de não terem sido encontrados trabalhos que analisaram os mesmos parâmetros da marcha de idosas, durante o deslocamento de superfícies inclinadas, os resultados aqui encontrados durante o deslocamento em superfície plana, indicam que todos os grupos (ADU, ATI e SED) são similares aos previamente reportados (CHRISTIANSEN, 2008; RODACKI et al., 2008; KANG e DINGWELL, 2008; OWINGS e GRABINER, 2004; PRINCE, 1997).

Na subida identificou-se redução na amplitude (AMPTOR) ao redor do tornozelo nos grupos ATI e SED em relação ao ADU. A partir do início da fase de duplo suporte, ambos os membros inferiores geram a energia necessária para que a rampa possa ser superada. Nesse instante, a maior parte da força é proveniente da perna que irá iniciar a nova oscilação (posterior) e consequentemente o novo passo (FRANZ et al., 2012). Deste modo, grande parte da energia necessária para a subida da rampa é conseguida a partir da extensão rápida e potente do tornozelo no final da fase

de apoio (KEUMON et al., 2002). Keumon et al. (2002) encontraram resultados similares em indivíduos idosos quedantes quando comparados a sujeitos da mesma faixa etária que não sofreram acidentes. Indivíduos com maiores propensões às quedas apresentaram redução das forças ao redor do tornozelo e redução das amplitudes de movimento desta articulação. Isso indica que os idosos são mais propensos à ocorrência de quedas em comparação com o grupo ADU, e que o nível de atividade física semanal não foi capaz de diminuir tais diferenças.

Reduções na amplitude articular durante tarefas dinâmicas são causadas por modificações do tecido muscular que envolve: (a) a perda da capacidade elástica, o que limita o pico de flexão e extensão de todas as articulações e (b) a diminuição da capacidade contrátil, que diminui a potência gerada na transição da fase de apoio para a fase de oscilação, e que por consequência, determina o tamanho do passo (PRINCE et al., 1997). Essas reduções também podem estar associadas à necessidade do idoso em realizar a tarefa com mais cautela e segurança, empregando uma estratégia de controle onde existe a redução das amplitudes articulares (NOBLE et al., 2006).

Christiansen et al. (2008) conseguiram modificar parâmetros do padrão da marcha (ex.: velocidade de deslocamento) com um programa de exercícios de alongamento dos músculos extensores do tornozelo e flexores do quadril. Isso confirma que o envelhecimento pode modificar a marcha de indivíduos mais frágeis e que a atividade física pode contribuir para a redução dessas limitações. Outros autores afirmam que os músculos bi-articulares ao redor dessas articulações tem a função de utilizar sua capacidade elástica para acumular, transferir energia e controlar o movimento na articulação adjacente (WHITTINGTON et al., 2008). Essa capacidade é parcialmente reduzida no indivíduo idoso pelas modificações ocorridas no tecido muscular. Estudos prévios mostraram que a adoção de programas de exercícios de alongamento (CRISTOPOLISKI et al., 2009; KERRIGAN et al., 2006; KERRIGAN et al., 2001) e de força (LAMOREUX et al., 2003) contribuem de forma positiva para a diminuição do risco de quedas durante a marcha.

O grupo SED apresentou uma TXFYINI maior que o grupo ADU durante a subida da rampa, o que significa uma transferência da força no

sentido póstero-anterior mais veloz. A TXFYINI reflete a velocidade com que a FY é gerada no inicio da marcha, e pode ser considerada como um dos valores que representam as forças de impacto do início do ciclo. Essa transferência mais rápida pode influenciar de maneira negativa a velocidade da marcha, pois gera uma força de reação no sentido contrário ao de deslocamento, o que pode ter influenciado a redução do TPAS. Essa redução do TPAS durante a subida de rampas é similar a encontrada em estudo prévio, sendo que os autores relacionam essa mudança no padrão cinemático da marcha às alterações nos componentes da FRS e torques articulares (GOTTSCHALL e NICHOLS, 2011).

O aumento da TXFYINI pode ser explicado por dois fatores distintos:
a) a incapacidade de se realizar os corretos ajustes para a nova superfície e
b) a falta de força muscular, gerada de forma excêntrica, para se reduzir a velocidade do membro oscilante.

Prentice et al. (2004) realizaram um estudo onde foram investigadas as alterações nos padrões da marcha imediatamente antes e durante a transposição de superfícies inclinadas (subida na esteira). Os autores identificaram uma antecipação das alterações necessárias para que a subida da superfície pudesse ser realizada, principalmente com o aumento da inclinação anterior do tronco. Segundo o estudo, o aumento da inclinação anterior do tronco projeta o centro de massa, e possibilita um aumento da inércia do deslocamento à frente, o que contribui para a realização da marcha inclinada. Os autores relatam que nestas condições, um planejamento inadequado da magnitude de elevação do pé ao final da fase de oscilação, pode contribuir para o aumento da força de contato com o solo (PRENTICE et al., 2004). No presente estudo não foram realizadas avaliações anteriores ao inicio do ciclo da marcha sobre a superfície inclinada, porém é provável que o grupo SED tenha apresentado tal comportamento de erro nos ajustes e antecipações, o que explica parte dos resultados encontrados.

No final da fase de oscilação são necessárias contrações musculares excêntricas, para que o membro movimentado possa ser freado antes do contato com o solo (VIEL, 2001; PRINCE, 1997; ROSE e GAMBLE, 1994). No idoso existe uma redução da capacidade contrátil em razão de modificações periféricas no tecido muscular (ex. sarcopenia) e pela redução

da capacidade de transmissão nervosa (PRINCE, 1997). Essa redução da força muscular tem sido relatada como um dos principais fatores para a ocorrência de quedas, pois alteram de forma significativa o padrão de deslocamento do indivíduo (KOMARA, 2005). No presente estudo não foi avaliada a capacidade contrátil dos participantes, principalmente do grupo SED. Entretanto, acredita-se que a força muscular desse grupo seja reduzida em comparação com o grupo ADU, e tal diferença tenha influenciado o deslocamento durante a subida da rampa.

A redução da amplitude articular do tornozelo (nos grupos ATI e SED) na subida também influenciou a velocidade de aplicação de forças no solo, principalmente no SED se comparado ao grupo ADU. Tal redução foi observada com a redução da TXFYFIN, que acabou por interferir na capacidade de lançar o membro e refletiu-se na redução do TPAS e da INLPLV do grupo SED. De Vita e Hortobagyi (2000) encontraram resultados similares em um estudo prévio, porém realizado apenas com terreno plano. Os idosos apresentaram uma redução na amplitude de movimento do tornozelo e no torque (~ 27% menor) ao redor dessa articulação. Essa redução da capacidade contrátil da musculatura flexora do tornozelo, corrobora os resultados encontrados por Christ et al. (1992). Neste estudo a força isométrica dos flexores plantares de indivíduos de 25 e 74 anos, apresentou uma diferença (redução) de maior magnitude do que a de outros cinco grupos musculares avaliados (CHRIST et al., 1992). Winegard et al. (1996) também encontraram maior redução na força de flexão plantar do que na dorsiflexão em um estudo longitudinal, com indivíduos acompanhados entre os 73 e 97 anos de idade. Essa redução da força de flexão plantar durante o envelhecimento, em uma taxa mais elevada do que a encontrada em outros grupos musculares, pode explicar parte dos resultados encontrados na presente tese.

Na subida o grupo ATI e SED apresentaram uma redução da AMPTOR em comparação ao grupo ADU. Entretanto, a redução da AMPTOR do grupo ATI não causou diferenças nos componentes da FRS em comparação ao grupo ADU. Acredita-se que o grupo ATI tenha desenvolvido uma estratégia de geração de força muscular que compense tal redução da AMPTOR. Durante a marcha em terreno plano, os idosos apresentam uma

redistribuição dos torques ao redor do quadril, joelho e tornozelo de forma distinta à encontrada em pessoas mais jovens. Nos idosos, existe uma redução do torque planti-flexor e um aumento do torque de extensão do joelho e flexão do quadril durante a marcha nivelada (DEVITA e HORTOBAGYI, 2000). Acredita-se que tal fenômeno também esteja presente durante a transposição de terrenos inclinados. Apesar de ocorrer uma redução do TPAS do grupo ATI, de forma similar ao grupo SED, a capacidade de transferir a força de impulso parece não ter sido influenciada. Deste modo, os participantes do grupo ATI, conseguem alterar os parâmetros da marcha para cumprir com eficiência a tarefa, sem que haja mudanças nos componentes da FRS.

Deste modo, na subida, o volume total de atividades realizadas influenciou os parâmetros da marcha das idosas avaliadas. As participantes do grupo ATI apresentaram uma marcha mais similar ao grupo ADU, sendo que nesta condição (subida) a H_2 foi aceita. O grupo SED apresentou maiores diferenças nos parâmetros da marcha em comparação com o grupo ADU, principalmente referentes às amplitudes articulares e FRS, gerando um padrão de marcha mais suscetível a quedas. Deste modo na condição de subida da rampa a H_3 foi aceita.

Na descida as principais alterações encontradas foram nos parâmetros referentes à organização espaço-temporal do ciclo da marcha. Durante o deslocamento descendente foi identificada uma redução no TPAS do grupo ATI e SED em relação ao grupo ADU. O menor TPAS acabou influenciando diretamente a redução da VEL de ambos os grupos (ATI e SED) e da INLPLV do grupo SED em relação ao grupo ADU. Um menor TPAS parece ser resultado de uma menor capacidade de adaptação dos parâmetros da marcha ao novo ambiente. Desse modo uma marcha mais controlada e lenta acaba sendo desenvolvida, provavelmente em razão da redução da força e elasticidade muscular, o que também influenciou a marcha ascendente. A marcha descendente em comparação com a marcha em terreno plano, exige maiores demandas energéticas em razão do maior trabalho muscular excêntrico (HUNTER et al., 2010; MINETTI et al., 2002). Idosos mais frágeis apresentam menor capacidade de frenagem no inicio da fase de apoio e menor capacidade de impulsão no final desta fase. Essa redução da

capacidade de gerar força (principalmente excêntrica) diminuiu a capacidade de se locomover na descida da rampa (LEMOREOUX et al., 2003).

Além da menor força muscular, na descida da rampa as maiores ações excêntricas acabam sendo mais difíceis de controlar por uma musculatura fragilizada. Esperava-se que a demanda envolvida na descida da rampa fosse causar maiores ajustes nos idosos sedentários, que possuem menor capacidade de gerar torque. Todavia, os idosos ATI e SED apresentaram diferenças em comparação ao grupo ADU, o que indica que o volume de atividades físicas realizadas não influenciou o desempenho nesta tarefa.

Na descida os idosos com menor volume de atividades físicas apresentaram redução na VELC em comparação ao grupo ADU. A redução da VELC durante a descida do grupo SED, parece ter sido parte da estratégia de aumentar o controle da tarefa e realizar um deslocamento mais seguro. A velocidade do contato do calcanhar com o solo, acaba influenciando a taxa de transferência de forças entre o pé e a rampa. O aumento da inclinação da superfície para a descida aumenta a magnitude das FRS, principalmente no sentido ântero-posterior e póstero-anterior (REDFERN e DIPASQUALE, 1997). Caso a superfície não ofereça o atrito necessário durante o contato do calcanhar, a probabilidade do deslizamento do pé e da ocorrência de escorregões e de quedas aumentam.

Além da capacidade contrátil, outros fatores podem influenciar diretamente a perda da capacidade adaptativa do sistema locomotor à desníveis durante a marcha. A redução da visão principalmente periférica inferior, contribui diretamente para a redução da capacidade de adaptação ao novo terreno. Indivíduos que realizaram a marcha com uma obstrução controlada da visão, mesmo que de apenas um dos olhos, tiveram dificuldade de se adaptar a obstáculos e desníveis colocados no trajeto percorrido (TIMMIS e BUCKLEY, 2012; VALE et al., 2008). Apesar de não ter sido controlada, acredita-se que tal limitação visual também foi encontrada durante a locomoção dos indivíduos do presente estudo. A redução da capacidade visual é uma característica comum ao sexagenário (PRINCE, 1997) e apesar dessa capacidade não ter sido diretamente avaliada, é provável que todos os indivíduos possuíssem algum tipo de limitação neste

sentido, pois quase todos os participantes utilizaram óculos durante os procedimentos experimentais.

Outro fator que poderia dificultar a adaptação da posição do pé ao piso desnívelado, seria o formato do calçado utilizado. No presente estudo tal interação não ocorreu, pois os indivíduos foram orientados a realizar todo o procedimento descalços. Porém como os idosos apresentam uma maior dificuldade de adaptação à novas superfícies, mesmo sem a utilização de calçados, esse risco poderia ser maximizado em razão do tipo de sapato utilizado. Em um estudo realizado com jovens, os autores identificaram que o formato da sola de diferentes calçados, pode influenciar diretamente o risco de tropeções, pois modificam a interação do indivíduo com o solo (THIES et al., 2011). Deste modo a escolha do calçado para a locomoção pode também aumentar o risco de acidentes entre os idosos.

O aumento da necessidade de atenção e do tempo de processamento das informações, para que os ajustes motores da marcha possam ser realizados, pode também ter influenciado a redução do TPAS e da VEL. Harley et al. (2009) concluíram que com o envelhecimento, os idosos aumentam a necessidade de atenção durante a transposição de desníveis e obstáculos na marcha. Além dessa maior atenção necessária, Uemura et al. (2011) identificaram que idosos quedantes apresentam adaptações posturais antecipatórias mais retardadas durante a transposição de obstáculos na marcha. Essa maior atenção e retardo nas adaptações, pode levar o indivíduo a não ter tempo hábil para as correções necessárias, e o risco de acidentes pode aumentar durante a locomoção. A incidência de quedas recentes entre os participantes do presente estudo não foi mensurada, porém acredita-se que tais limitações na atenção e processamento possam estar presente nos indivíduos avaliados.

Na descida da rampa, as diferenças encontradas nos parâmetros da marcha entre os grupos ADU e idosos (ATI e SED) foram menores. As modificações envolveram reduções do TPAS e VEL dos grupos ATI e SED em comparação ao grupo ADU, gerando uma marcha mais suscetível a quedas. Deste modo, a H_2 foi rejeitada para essa condição (descida) e H_3 foi novamente aceita.

3.5.2. Diferenças Entre os Terrenos

A mudança na inclinação do terreno onde a transposição aconteceu, causou modificações similares no comportamento cinemático e cinético da marcha de todos os grupos experimentais (ADU, ATI e SED). Entretanto, algumas diferenças no tipo e magnitude das modificações ocorridas, podem indicar diferentes formas e capacidades de adaptação dos grupos à diferentes terrenos.

O grupo ADU apresentou diferentes durações no tempo total do ciclo da marcha (TTC) e na cadênciia (CAD) durante a transposição no PLA, SUB e DES. Em relação ao terreno PLA, a marcha durante a SUB apresentou maior TTC e menor CAD, enquanto a marcha na DES apresentou menor TTC e maior CAD. Esse resultado é similar ao encontrado em estudos prévios (SUN et al., 1996; KAWAMURA et al., 1991) mas difere parcialmente dos achados de McIntosh et al. (2006), realizado com população de mesma faixa etária (~22,4 anos) porém com indivíduos do sexo masculino. Neste estudo durante a marcha na subida de uma rampa inclinada a 10%, os sujeitos apresentaram uma redução da CAD mas uma redução do TTC, indicando a realização de um passo mais lento, mas de maior amplitude (MCINTOSH et al., 2006).

Segundo McIntosh et al. (2006) as possíveis explicações para tal fenômeno poderiam ser: a) um reduzido espaço para a aceleração, o que impediu que os sujeitos de atingir a rampa na velocidade ideal, b) pouco tempo para se ambientar ao procedimento experimental e c) participantes com um nível de aptidão física acima da média populacional. Deste modo o resultado encontrado com as participantes do grupo ADU no presente trabalho, confirma que durante a marcha ascendente existe uma maior dificuldade de se realizar a manutenção CAD e TTC, em razão da maior demanda energética necessária para o cumprimento de tal tarefa. Entretanto durante a descida o deslocamento é facilitado em razão da inclinação da rampa, permitindo um aumento da CAD e redução do TTC.

Apesar de serem identificadas mudanças no TTC e CAD durante os deslocamentos na rampa (SUB e DES) em relação ao terreno PLA, não foram encontradas mudanças significativas no tamanho do passo.

Aparentemente os indivíduos ADU foram capazes de conseguir realizar adaptações durante a marcha que permitiram que o tamanho do passo fosse preservado.

Nos grupos idosos (ATI e SED) resultados similares ao do grupo ADU foram encontrados com relação a modificações na CAD e TTC. Porém durante a descida ambos os grupos apresentaram um tamanho do passo (TPAS) menor em relação ao terreno PLA. Essa redução do TPAS durante a descida pode ser parte de uma estratégia de aumento do controle durante a descida, como já descrito anteriormente nessa capítulo. A redução da acuidade visual (TIMMIS e BUCKLEY, 2012; VALE et al., 2008), demora nas adaptações posturais ao novo terreno (UEMURA et al., 2011) o aumento do tempo de processamento das informações (HARLEY et al., 2009) e a redução mesmo que pequena da capacidade de gerar força de forma excêntrica (LEMOREOUX et al., 2003) podem dificultar a manutenção de um passo de grande amplitude durante a descida.

No quadril todos os grupos apresentaram uma maior amplitude articular (AMPQUA) durante a subida e uma menor amplitude articular durante a descida da rampa. Esse resultado reflete a necessidade de posicionamento do pé em um plano superior (SUB) ou inferior (DES) em relação ao último passo e são similares a resultados reportados previamente (MCINTOSH et al., 2006; LEROUX et al., 2002). Na SUB no início do passo o quadril se encontra em um maior grau de flexão, em razão de um posicionamento mais elevado de pé na rampa, aumentando o pico de flexão do quadril durante a transposição da rampa. No final do passo o grau de extensão dessa articulação pode ter sido aumentado em razão da elevação de todo o indivíduo durante a marcha. Essa maior flexão inicial e maior extensão final do quadril pode influenciar de forma bastante significativa a amplitude articular de todos os grupos nessa condição experimental. Na DES o quadril inicia o ciclo da marcha em um grau de flexão bastante reduzido, pois a inclinação da rampa impede um grande alcance do pé no inicio da marcha. Em adição ao final do passo, a necessidade de um menor impulso em comparação com o terreno PLA justifica a necessidade de um menor pico de extensão, causando a redução da amplitude articular nessa condição.

Além das modificações encontradas ao redor do quadril, o grupo ADU apresentou uma amplitude de movimento do tornozelo reduzida na DES em comparação com as outras condições experimentais. Alguns estudos (CHRISTIANSEN 2008; KEMOUN et al., 2002) tem associado a amplitude e a velocidade de extensão do tornozelo com a capacidade de deslocamento durante a marcha. Sujeitos adultos e saudáveis tem apresentado maiores amplitudes e maiores velocidade de movimentação do tornozelo em comparação com seus pares idosos (KEMOUN et al., 2002). Durante a DES a necessidade de geração do impulso durante o passo é reduzida em razão do sentido descendente de deslocamento. Deste modo, os sujeitos ADU apresentaram menor amplitude articular durante esta condição experimental, refletindo a menor demanda de força de impulso exigida pela tarefa.

Nos grupos idosos (ATI e SED) não foram encontradas diferenças no movimento articular do tornozelo entre as condições testadas (PLA, SUB e DES). Acredita-se que tal resultado possa indicar uma limitação da capacidade flexível ao redor de tal articulação, tendo em vista que no grupo ADU a mudança da superfície de deslocamento durante a DES, induziu mudanças no comportamento angular. Indivíduos idosos com maior predisposição a ocorrência de quedas apresentam reduzida amplitude de movimento ao redor do tornozelo em razão das perdas de flexibilidade e força dos extensores de tal articulação (BARAK et al., 2006). Apesar de não ter sido realizada uma investigação sobre a incidência da ocorrência de quedas na amostra testada, acredita-se que tais efeitos do envelhecimento estivessem presentes no grupo avaliado e influenciaram o movimento ao redor do tornozelo.

Nos grupos de idosos (ATI e SED) foi identificado um aumento da amplitude do joelho (AMPJOE) durante a DES em comparação com as outras condições. Esse aumento na amplitude do joelho pode ter sido influenciada por um aumento do pico de flexão do joelho na fase de oscilação. Esse resultado é similar ao de estudo anterior, e reflete a necessidade de se ajustar à um novo nível durante o deslocamento (MCINTOSH et al., 2006). Esse maior pico de flexão pode também ter influenciado o aumento do tamanho do passo discutido anteriormente, permitindo um maior alcance da perna durante o ciclo da marcha.

Em todos os grupos as forças horizontais e verticais e suas respectivas taxas de aplicação, tanto no início quanto no final do ciclo da marcha foram influenciadas pelo terreno onde o deslocamento ocorreu. No grupo ADU, a força horizontal no início do passo (FYINI) foi reduzida durante a subida em relação às outras condições experimentais, assim como sua taxa de aplicação no solo (TXFTINI). A FYINI ocorre no sentido contrário ao de deslocamento e sua redução contribui para que a subida na rampa possa ser executada com maior eficiência e velocidade.

Nos grupos ATI e SED a FYINI (e sua respectiva taxa de aplicação [TXFYINI]) foram reduzidas na SUB e na DES em comparação com o plano. A redução da força horizontal durante a DES em relação aos valores identificados no terreno PLA, pode ser resultado de uma tentativa de controle durante a transposição da rampa. Durante a marcha em superfícies que apresentem maior risco de queda ou dificuldade de locomoção, adota-se usualmente estratégias que reduzem o potencial de escorregões do pé (CHAM et al., 2002b), como ocorre na marcha descendente em rampas. Essa redução na magnitude e velocidade de aplicação da força horizontal permite a execução de um passo mais seguro e menos suscetível a acidentes.

Em todos os grupos (ADU, ATI e SED) a velocidade de aplicação da força horizontal no final do passo (TXFYFIN) durante a marcha em terreno descendente foi menor do que a encontrada no PLA. A TXFYFIN ocorre no mesmo sentido do deslocamento e faz parte do componente de impulso que o membro aplica sobre o solo para que a marcha possa ser executada. Na DES a magnitude do impulso é reduzida em razão do deslocamento a favor da força de gravidade.

No eixo vertical (FZ) não foram encontradas diferenças nas forças aplicadas no início (FZINI) e final (FZFIN) do passo. Porém, a taxa de aplicação da força vertical no início do passo (TXFZINI) durante a DES no grupo ADU foi maior do que a encontrada na SUB e no PLA. Esse aumento da velocidade de aplicação da força vertical no solo contribui para a redução e controle da velocidade de deslocamento durante a marcha descendente (FRANZ et al., 2012; MCINTOSH et al., 2006). Em razão das diferenças encontradas durante a locomoção nas superfícies estudadas (PLA, SUB e DES) a hipótese H₄ foi aceita para todos os grupos.

3.6. CONCLUSÃO

A partir dos resultados é possível concluir que o padrão da marcha dos indivíduos é diretamente influenciado pelo terreno onde a locomoção acontece. Indivíduos idosos ATI e SED sofrem modificações no padrão motor da tarefa de forma similar, e apresentam diferenças em relação ao grupo ADU principalmente durante a subida de rampas. Isso indica uma maior dificuldade na manutenção de um padrão similar ao apresentado pelo grupo ADU, considerado menos suscetível à quedas. Na subida o idosos que relataram um maior volume de atividades semanais (ATI) diferiu do grupo com menor volume de atividades (SED) em alguns dos parâmetros analisados, apresentando uma marcha mais similar à do grupo ADU. Na descida apenas a VELC parece ter sido influenciada pelo volume de atividade física semanal praticado, indicando que a subida de rampas parece ser mais adequada para se avaliar a influencia do volume das atividade físicas semanais no comportamento da marcha de idosas.

4. O EFEITO AGUDO DE UMA SESSÃO DE ALONGAMENTOS NO COMPORTAMENTO CINEMÁTICO E ELETROMIOGRÁFICO DA MARCHA DE IDOSAS NO TERRENO INCLINADO.

4.1. INTRODUÇÃO

Algumas alterações no padrão dinâmico da marcha decorrem de degenerações associadas ao processo de envelhecimento, as quais modificam as propriedades visco-elásticas musculares (KERRIGAN et al., 2003; KERRIGAN et al., 2001; ALTER, 1999). A redução da amplitude articular da extensão do quadril durante a marcha causa alterações mecânicas em todo o membro inferior e leva a uma diminuição do tamanho do passo, da velocidade de deslocamento e da estabilidade da tarefa (VIEL, 2001). Tais alterações potencializam a ocorrência de acidentes e aumentam o risco de quedas entre idosos (KERRIGAN et al., 1998).

Além das degenerações naturais do envelhecimento, a falta de exercícios regulares também pode influenciar as propriedades mecânicas do complexo músculo-tendão e a capacidade muscular de produzir força (KUBO et al., 2000). Os exercícios de alongamento permitem aumento e manutenção da amplitude articular, pois alteram as características visco-elásticas da musculatura e modificam seu comportamento em atividades dinâmicas (ZAKAS et al., 2001).

Vários estudos tentaram identificar a influência de programas de exercícios de alongamento nas características visco-elásticas da musculatura (KUBO et al., 2002; CHAN et al., 2001; HUNTER et al., 2001; HALBERTSMA et al., 1996) ou na amplitude articular (SCHUBACK et al., 2004; SPERNOGA et al., 2001; KIRSCH et al., 1995). De fato, exercícios de alongamento aplicados de forma aguda e crônica têm sido demonstrados como efetivos para modificar as propriedades musculares e a marcha em terreno plano (CRISTOPOLISKI et al., 2009; RODACKI et al., 2008). Cristopoliski et al. (2009) identificaram um aumento do tamanho do passo, da velocidade de deslocamento e a redução do período de apoio na marcha de idosos, após 4 semanas de realização de exercícios de alongamento. Os autores relacionaram as modificações encontradas à redução do risco de quedas na

marcha. Rodacki et al. (2008), encontraram alterações na marcha dos idosos após a realização de uma única sessão de alongamentos. Os resultados encontrados indicam que os efeitos agudos dos exercícios são similares aos reportados de forma crônica, e podem ser utilizados para se identificar os resultados esperados na marcha após a realização de programas de aumento da flexibilidade.

Os efeitos agudos do alongamento podem modificar a marcha de idosos durante a subida e descida de rampas. Durante a transposição de superfícies inclinadas, existe maior demanda muscular (WALL-SCHEFFLER et al., 2010; MINETTI et al., 2002) e amplitudes articulares (MCINTOSHI et al., 2006). O deslocamento na rampa, é influenciado negativamente pela redução da capacidade contrátil (MUSCARITOLI et al., 2012) e da flexibilidade (KERRIGAN et al., 2001a; KERRIGAN et al., 1998) que acompanham o processo de envelhecimento. Deste modo, as modificações agudas causadas pelo alongamento, podem melhorar o desempenho da marcha na rampa e indicar quais mudanças seriam causadas na marcha de idosos em superfície inclinada, com a adoção de um programa contínuo deste tipo de exercício.

A organização temporal da atividade muscular durante a marcha não é afetada pelo envelhecimento. No estudo conduzido por Monaco et al. (2010), não foram verificadas diferenças nas ativações musculares em razão do aumento da idade. Entretanto, a marcha de idosos é influenciada pela demanda ambiental imposta durante a locomoção (MONACO et al., 2010). O deslocamento em superfícies inclinadas pode causar modificações na organização da atividade muscular (cronometria), dificultar o controle e influenciar o aumento do risco de quedas durante a marcha.

Desta maneira, é relevante observar as alterações influenciadas pelo efeito agudo do alongamento nos parâmetros cinemáticos e eletromiográficos da marcha de idosas. Tais modificações podem reduzir as limitações encontradas na marcha das idosas, e conduzir o desenvolvimento de programas de exercícios mais efetivos para melhorar a qualidade de vida e a mobilidade de tal população.

4.2. OBJETIVO

Analisar as características espaço-temporais e eletromiográficas da marcha de idosas em terreno inclinado (subida e descida de uma rampa) e quantificar as alterações decorrentes de uma única sessão de exercícios de alongamento da musculatura flexora uni e bi-articular do quadril.

4.2.1. Objetivos Específicos

- a) Descrever as características cinemáticas do membro inferior e eletromiográficas dos músculos tibial anterior, vasto lateral, gastrocnêmio lateral, bíceps femoral e glúteo médio, antes (PRÉ) e após (PÓS) uma sessão de alongamento;
- b) Comparar as diferenças entre os padrões motores cinemáticos e eletromiográficos da marcha em terreno inclinado (PRÉ e PÓS exercícios) e observar seu impacto sobre fatores associados a limitações encontradas na marcha de idosas.

4.2.2. Hipóteses

H₁) Os exercícios de alongamento aumentarão as amplitudes articulares do membro inferior, em função de um aumento transiente da elasticidade da musculatura manipulada, aumentando a velocidade de deslocamento na rampa.

H₂) O aumento agudo e temporário da elasticidade muscular modificará as amplitudes de movimento articular e o padrão temporal de ativação dos músculos durante a marcha.

H₃) Após os exercícios de alongamento haverá uma redução nas limitações encontradas na marcha das idosas. Essas modificações são causadas pelo efeito agudo dos exercícios, resultando em um deslocamento mais eficiente e menos arriscado.

4.3. METODOLOGIA

4.3.1. Amostra

Foram selecionadas 12 idosas ($71,07 \pm 7,0$ anos; $1,51 \pm 0,1$ m; $68,53 \pm 14,0$ kg) em diversos centros de convivência da terceira idade de Curitiba e região metropolitana, que voluntariamente se dispuseram a participar do presente estudo e que fizeram parte de um único grupo experimental. Todos os indivíduos viviam normalmente na comunidade e realizavam suas atividades diárias sem auxílio externo de pessoas ou equipamentos. Além disso não possuíam histórico de fraturas, cirurgias articulares, lombalgias ou outros problemas clínicos que pudessem interferir no padrão da marcha nos seis meses que precederam o início do estudo. Não foram incluídos indivíduos do sexo masculino em função de diferenças visco-elásticas entre os gêneros (KUBO et al., 2003) o que poderia mascarar a influência da sessão de exercícios. Não foi realizada avaliação clínica prévia em razão dos critérios de seleção dos sujeitos e da natureza da atividade a ser realizada. Todas as participantes assinaram um termo de consentimento para a participação no estudo (ANEXO 2). O presente trabalho foi aprovado pelo comitê de ética do Setor de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Paraná sob número 01817012.6.0000.0102 (ANEXO 3).

4.3.2. Procedimentos Experimentais

Para a determinação do padrão cinemático e eletromiográfico da marcha das idosas no terreno inclinado, todos os participantes compareceram a uma única sessão experimental no laboratório de biomecânica do Centro de Estudos do Comportamento Motor (CECOM).

Para a avaliação da marcha em terreno inclinado, os participantes caminharam sobre a mesma rampa (Figuras 4.1 e 4.2) utilizada no estudo anterior (vide Capítulo 3). O processo de aquisição de dados seguiu uma mesma ordem de execução nas condições PRÉ e PÓS alongamento, garantindo que os efeitos observados fossem consequência dos exercícios

executados. Todos os indivíduos iniciaram a marcha subindo a rampa, mudando de direção sobre o platô, e finalizaram a tarefa descendo a rampa. Não existiam intervalos entre esses movimentos.

Antes da execução da marcha, os sujeitos foram preparados com a fixação dos marcadores. Com todos os marcadores fixados, foram então fixados os eletrodos da EMG (descritos em detalhes posteriormente). Após todos os equipamentos fixados, as mulheres realizaram uma série de ciclos (15 a 20) de movimento (marcha inclinada, subida e descida) na tentativa de minimizar o desconforto gerado pela fixação dos marcadores e eletrodos. Esse período serviu para que o avaliador possa informar ao sujeito como seria o decorrer das coletas e também como um aquecimento leve para a realização da tarefa.

4.3.3. Espaço Físico e Instrumentos

Foi reservado antes do início da rampa um espaço de aproximadamente 4m para aceleração. No instante de início do ciclo da marcha analisado a participante estava se deslocando em uma velocidade estável (auto-selecionada) de caminhada. Antes do início dos procedimentos experimentais, foi feita a mensuração da massa e estatura de todas as participantes. Para avaliação da massa e altura do indivíduo, foi utilizada uma balança antropométrica (Welmy, Santa Barbara D’Oeste, SP) com escala de massa de 0,1kg e estatura de 0,005m.

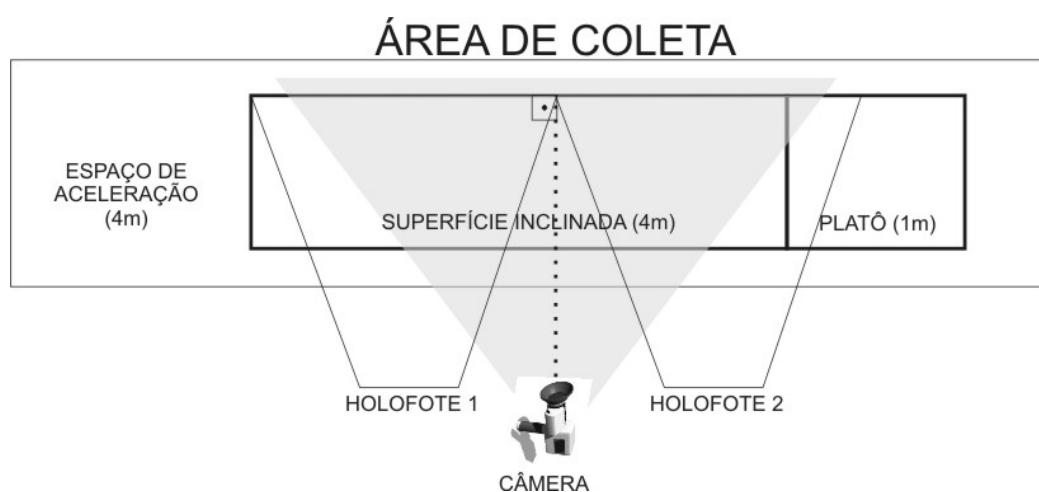


FIGURA 4.1 – ORGANIZAÇÃO DA ÁREA DE COLETA.



FIGURA 4.2 – AREA DE COLETA UTILIZADA NO PRESENTE ESTUDO. A) CÂMERA, B) HOLOFOTES E C) CALIBRADOR (VISTO POSTERIORMENTE).

Todas as avaliações foram realizadas no membro inferior direito das participantes. A metodologia de análise unilateral (2D) tem sido amplamente utilizada em pesquisas que tem como objetivo investigar aspectos relativos à marcha (CRISTOPOLISKI et al., 2009; RODACKI et al., 2008; EVANS et al., 2003; KERRIGAN et al., 2003; KERRIGAN et al., 2001; KERRIGAN et al., 1998) e apresenta resultados que podem ser transferidos para o membro contralateral em função da simetria encontrada em sujeitos saudáveis (SADEGHI et al., 2000). Sadeghi et al. (2000), realizaram uma ampla revisão de literatura sobre publicações que investigaram a simetria bilateral e a influencia da dominância sobre a coordenação da marcha. A maioria dos resultados demonstrou que não existem diferenças significativas entre o padrão cinematográfico e cinético entre os membros inferiores.

Para a avaliação cinematográfica da marcha, foi utilizada 1 câmera digital (Cassio, EX-FH20, Japão), com frequência de gravação ajustada para 200Hz e *shutter-speed* ajustado em 1/500. Essa câmera foi posicionada a 70cm de altura, de forma perpendicular ao plano de movimento e na metade da distância entre o início e o final da superfície inclinada da rampa. Esse posicionamento reduz a possibilidade de distorções causadas pelo formato da lente. As imagens foram gravadas em cartão de memória e

posteriormente transferidas para um computador, onde tiveram sua frequência ajustada para 60Hz, similar a utilizada em estudos anteriores (CRISTOPOLISKI et al., 2009; RODACKI et al., 2008). VAUGHAN (1993) descreve que em razão da característica do movimento, frequências entre 30Hz e 60Hz são adequadas para a avaliação da marcha. Foram posicionados paralelamente à câmera, dois holofotes com potência de 1000W cada. Um calibrador retangular com dimensões de 2,23 m (horizontal) x 1,15 m (vertical) foi filmado no mesmo plano de movimento. Para a edição foi utilizado o software VirtualDub v.1.9.7 (Avery Lee, USA).. Os vídeos editados foram então submetidos ao processamento cinematográfico em um software específico (SkillSpector, v.1.0b, GeeWare, USA).

Para a avaliação da atividade elétrica muscular foi utilizado um equipamento de EMG (Trigno Wireless, Delsys, USA). Após a identificação dos pontos de fixação dos eletrodos, foi realizada a limpeza com álcool da região. Não foi necessária a realização de tricotomia, pois era orientado às participantes do presente estudo que se dirigissem ao local da coleta com os membros inferiores já desnudos de pelos.

A localização dos pontos de fixação dos eletrodos seguiu as recomendações do SENIAM, conforme descrito na Tabela 4.1 e na Figura 4.3.

TABELA 4.1 – LOCALIZAÇÃO E POSICIONAMENTO DO ELETRODOS PROPOSTOS PELO SENIAM.

Tibial Anterior: posicionado a 1/3 da distância entre a cabeça da fíbula e o calcâneo, neste mesmo sentido.

Gastrocnêmio (Lateral): posicionado a 1/3 da distância entre o início da fíbula e o maléolo lateral da fíbula, orientado neste mesmo sentido.

Bíceps Femoral: posicionado na metade da distância entre a tuberosidade isquiática e o epicôndilo lateral da tíbia, orientado neste mesmo sentido.

Vasto Lateral: posicionado a 2/3 da distância entre a espinha ilíaca ântero-superior e a borda lateral da patela, no sentido das fibras musculares.

Glúteo Médio: posicionado na metade da distância entre a crista ilíaca e o grande trocânter do fêmur, orientado neste mesmo sentido.

ADAPTADO DE www.seniam.org

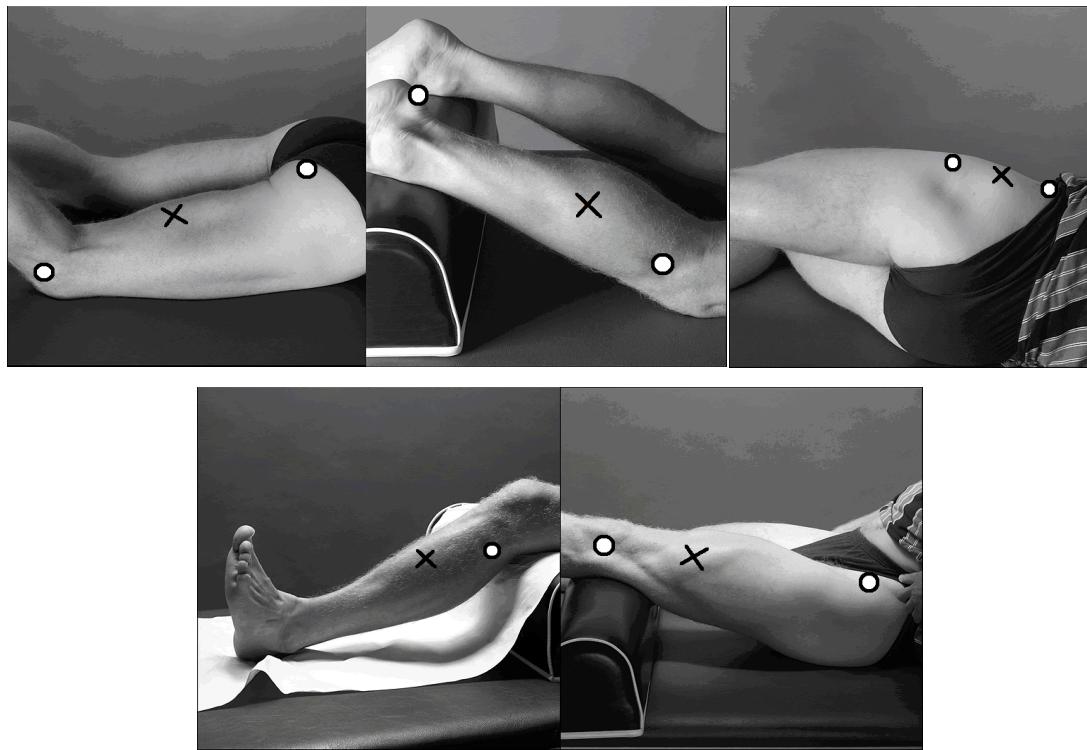


FIGURA 4.3 – REFERENCIAS ANATÔMICAS (CÍRCULOS) E POSICIONAMENTO (CRUZES) DOS ELETRODOS PROPOSTOS PELO SENIAM. FIGURAS SUPERIORES (ESQUERDA PARA DIREITA): BÍCEPS FEMORAL, GASTROCNÊMIO (LATERAL) E GLÚTEO MÉDIO. FIGURAS INFERIORES (ESQUERDA PARA DIREITA): TIBIAL ANTERIOR E VASTO LATERAL. ADAPTADO DE www.seniam.org.

Os eletrodos (Figura 4.4) foram fixados à pele por meio de fita adesiva dupla-face descartável. Esses eletrodos possuem quatro superfícies metálicas, responsáveis por fazer a aquisição dos dados eletromiográficos.



FIGURA 4.4 – MODELO DO EQUIPAMENTO E ELETRODO UTILIZADOS.

Para a aquisição do sinal eletromiográfico foi utilizado um sistema formado por seis eletrodos. Cinco eletrodos captaram a ativação muscular, e um eletrodo foi especificamente posicionado na porção posterior do calcâneo direito para determinar o instante de contato do pé com o solo. O eletromiógrafo foi previamente conectado ao computador, sendo os sinais captados pelo software EMGworks (v. 4.0.5, Delsys, USA) e processados no software EMGworks Analysis (v. 4.0.5.0, Delsys, USA). O sinal de cada músculo foi monitorado durante todo o ciclo da marcha. A captação teve um período de duração de dez segundos, tempo esse suficiente para que uma transposição completa (subida ou descida) da rampa fosse completada. A frequência de amostragem foi de 2000 Hz e o ganho de amplificação total foi de $910 \pm 5\%$. Foi calculado o RMS do sinal da EMG (janela 150ms) que foi posteriormente filtrado (*Butterworth*, 4^a ordem, 15Hz). A janela utilizada atende as recomendações para sinais EMG da marcha (entre 100 e 200ms) e se correlaciona com o tempo de resposta muscular (DE LUCA, 1997). A seleção da frequência do filtro foi arbitrária, dentro dos valores recomendados de 3 a 50Hz (ROBERTSON, 2004) e similar à utilizada em outros estudos de marcha (FREITAS, 2004). A EMG de cada músculo foi normalizada em razão do maior sinal (100%) encontrado durante o ciclo da marcha. A média da ativação muscular mínima (inatividade) durante a atividade foi calculada para um intervalo de 0,1 segundo. O músculo foi considerado ativo quando o sinal eletromiográfico foi superior à média da atividade elétrica mínima somada a dois desvios padrões para esse mesmo período (Figura 4.5).

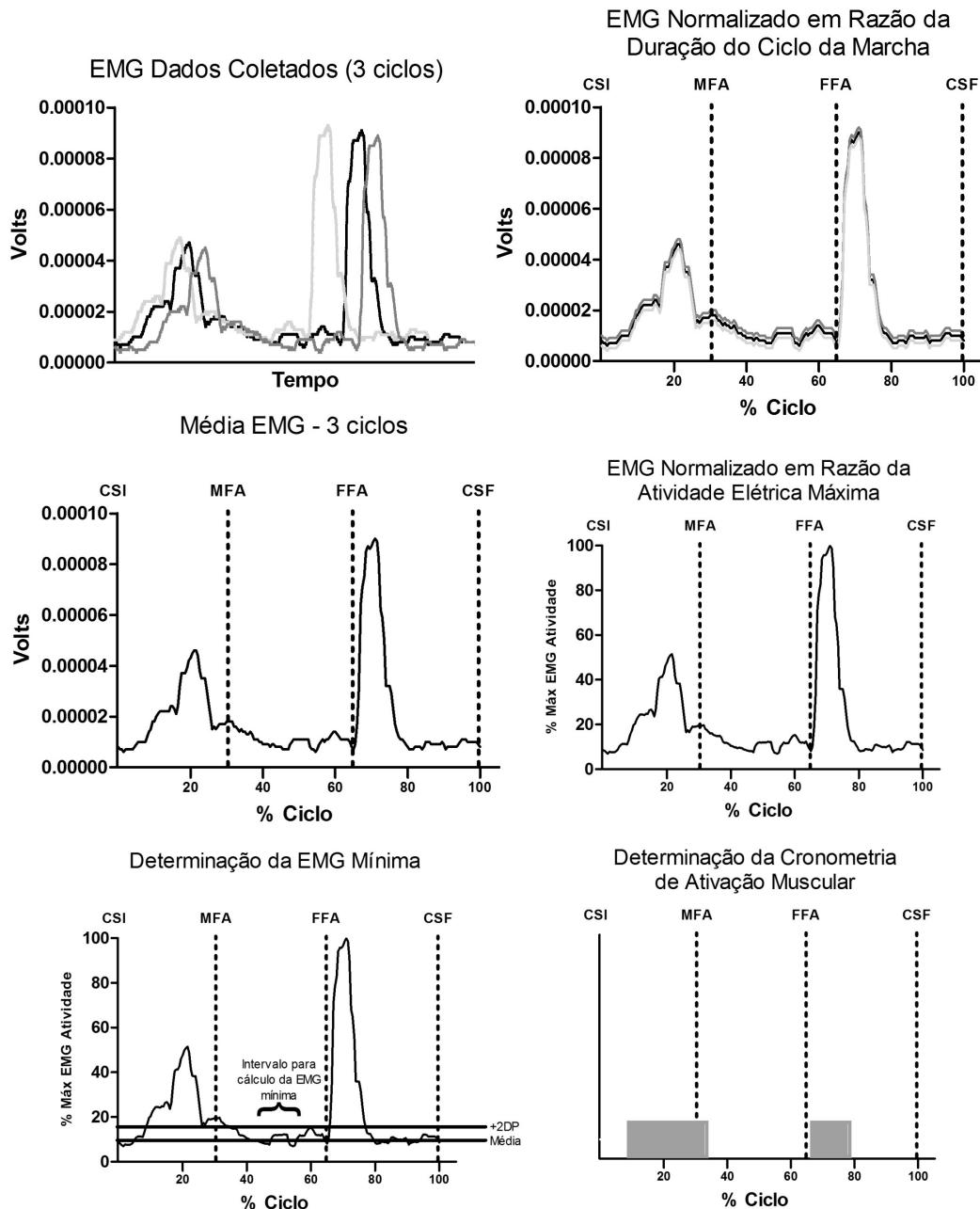


FIGURA 4.5 – PROCESSO DE NORMALIZAÇÃO DA EMG E DETERMINAÇÃO DA CRONOMETRIA MUSCULAR.

Foram filmados 10 deslocamentos da marcha de cada idosa, em cada uma das condições (PRÉ e PÓS) num total de 20 deslocamentos por participante. O ciclo da marcha estudado foi delimitado como o intervalo entre dois toques consecutivos do mesmo calcanhar (direito) na superfície inclinada (subida ou descida). Foram coletados e considerados válidos os ciclos de marcha iniciados e finalizados no contato do pé direito com a porção inclinada da estrutura da rampa, completado sem interferências visíveis (ex.:

tropeção, redução abrupta de velocidade), e onde foi possível o processamento completo do sinal da EMG e cinemática.

Os vídeos coletados foram sincronizados junto ao eletromiôgrafo a partir do acelerômetro acoplado ao eletrodo do equipamento de EMG. O sinal da acelerometria e EMG eram coletados de forma sincronizada pelo software utilizado. O contato do calcanhar com o solo foi identificado a partir da mudança de direção do valor medido pelo acelerômetro no eixo Z (vertical), representando a desaceleração vertical da porção posterior do pé direito (primeiro contato do pé com o solo). O sinal da EMG foi temporalmente ajustado a fim de determinar para o instante do início do ciclo da marcha. A mudança do sinal de acelerometria subsequente determinou o final do sinal da EMG (final do ciclo). O ciclo da marcha referente ao sinal de EMG foi determinado nos mesmos instantes (contato inicial e subsequente do pé direito com o solo).

A EMG e parâmetros cinemáticos recortados foram normalizados em relação a duração do ciclo (0 – 100%, de 0,5% em 0,5%) por uma rotina (ANEXO 5) especificamente criada (Matlab, versão R2009b, MathWorks, USA). O comportamento cinemático e eletromiográfico das participantes compreendeu a média agrupada de três tentativas válidas escolhidas de forma aleatória e digitalizadas manualmente nas condições PRÉ e PÓS.

4.3.4. Modelo Biomecânico

O enquadramento do vídeo foi realizado nos membros inferiores a partir da pelve. Os sujeitos foram orientados a comparecerem a sessão experimental trajando roupas justas (bermudas de ginástica) nos membros inferiores, reduzindo assim a movimentação das marcas utilizadas. Marcadores esféricos auto-adesivos (25 mm de diâmetro) foram colocados em ambos os membros inferiores nos seguintes pontos anatômicos: espinhas ilíacas ântero-superiores (EIAS), trocânter maior do fêmur (TROC), epicôndilo lateral do fêmur (JOEL), maléolo lateral da tibia (TORN), aspecto posterior do calcâneo (CALC) e articulação metatarso-falangeal do 5º dedo do pé (ANTE-PÉ). Ambos os membros inferiores foram demarcados para se evitar que a presença dos marcadores em apenas um membro, pudesse de alguma forma

alterar o padrão de movimento.

A união de alguns centros articulares possibilitou a determinação dos segmentos corporais, que foram utilizados para compor o modelo biomecânico usado para a análise. A Figura 4.6 e 4.7 apresentam o modelo contendo os pontos anatômicos, segmentos corporais, articulações e as convenções angulares e o local de fixação dos marcadores e eletrodos nas participantes.

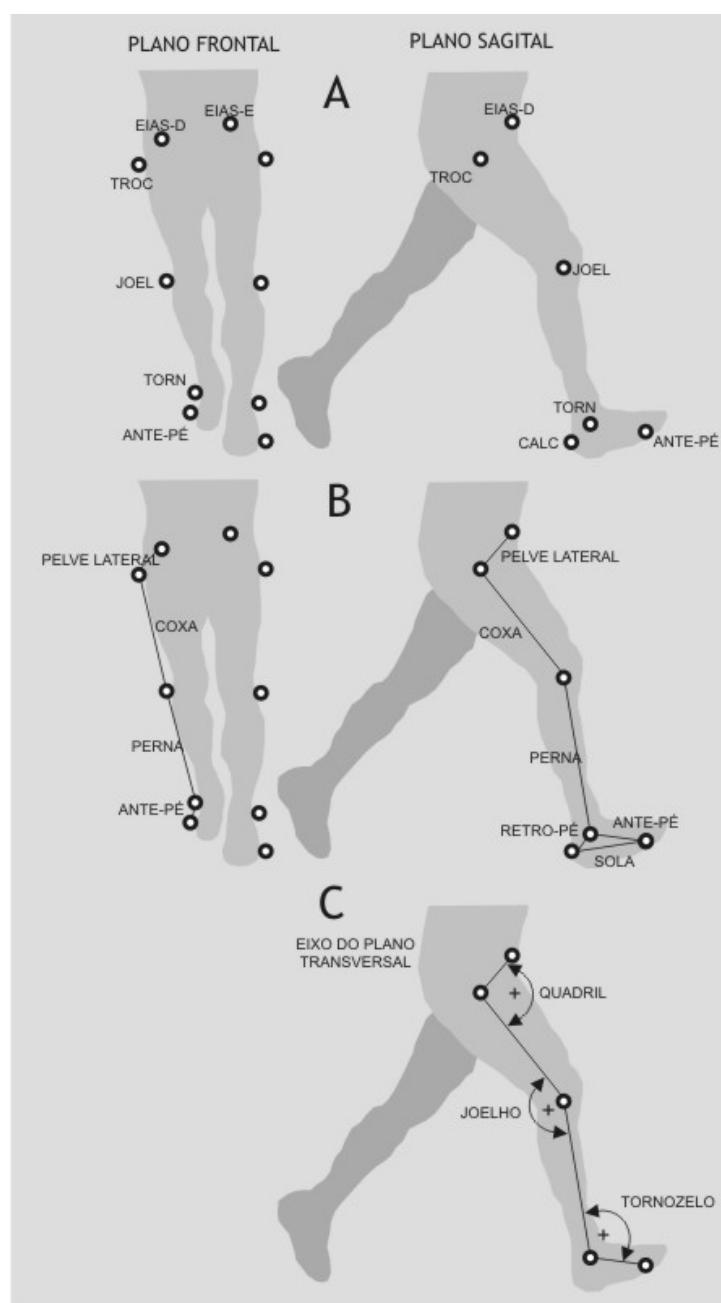


FIGURA 4.6 – MODELO BIOMECÂNICO UTILIZADO.

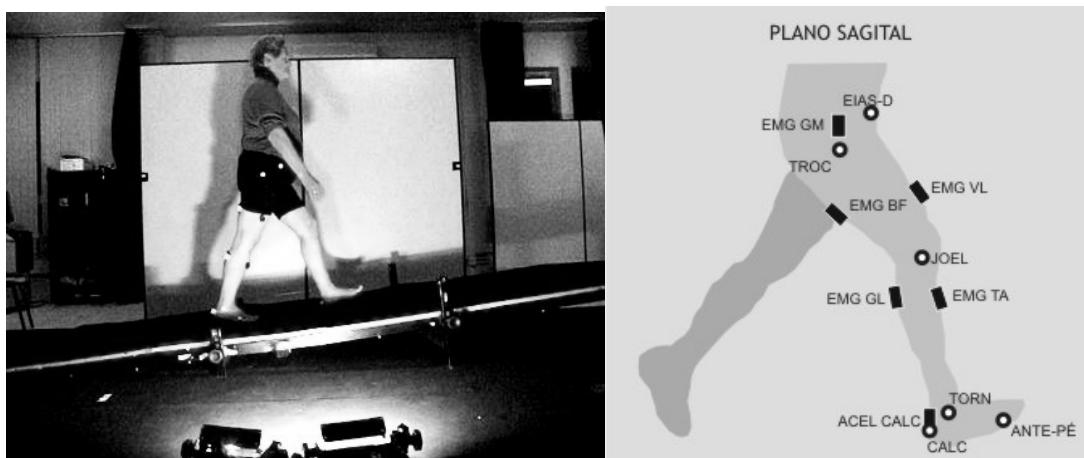


FIGURA 4.7 – COLOCAÇÃO DOS MARCADORES E ELETRODOS DA EMG.

4.3.5. Protocolo de Exercício

Após a realização da marcha na condição PRÉ, os indivíduos foram submetidos ao protocolo de exercícios, e logo após, à segunda avaliação do movimento (PÓS) sem a retirada dos marcadores e eletrodos.

As participantes realizaram apenas uma sessão de exercícios de alongamentos, sempre conduzidos pelos mesmos instrutores. O protocolo consistiu em um exercício específico para alongamento da musculatura flexora uni e bi-articular do quadril, aplicados em ambos os membros inferiores. Essa musculatura é diretamente responsável pela delimitação da amplitude do passo no final da fase de apoio e a perda de suas capacidades visco-elásticas influencia negativamente o padrão da tarefa (KERRIGAN et al., 2003; KERRIGAN et al., 2001). Utilizou-se para o protocolo de alongamento a metodologia estática, pois oferece maior segurança e controle dos exercícios, além de apresentar resultados significativos para a mudança da flexibilidade de idosos (FERBER et al., 2002; FELAND et al., 2001a). O tempo de intervalo entre o término da sessão de exercícios e o início da filmagem PÓS foi controlado por uma câmera ligada durante todo o protocolo de alongamento e não foi superior a 30 segundos.

As idosas foram posicionadas em decúbito dorsal, com ambos os membros inferiores colocados em paralelo e suspensos para fora da maca. Caso o indivíduo sentisse algum desconforto, foi disponibilizado um

travesseiro para ser colocado sob a cabeça durante o procedimento. O quadril do membro não alongado foi flexionado em aproximadamente 125° por um dos instrutores. A figura 4.8 ilustra o procedimento de aplicação do exercício de alongamento.

O exercício foi aplicado por um segundo instrutor no membro suspenso sem apoio e posicionado para fora da maca. Com ajuda externa e de forma passiva. Foi realizado inicialmente um deslocamento da coxa no sentido do solo, estendendo-se a articulação do quadril até uma posição onde o sujeito relatassem um pequeno desconforto muscular, posição essa que foi sustentada. Após este procedimento, uma flexão da articulação do joelho foi realizada até o ponto em que o sujeito relatou um pequeno desconforto muscular. Essa posição de extensão do quadril e flexão do joelho foi sustentada por 60 segundos. Após esse período, o membro alongado foi então posicionado de forma fletida, na posição em que se encontrava o membro contralateral e o membro contralateral foi submetido ao mesmo procedimento. Cada membro foi alongado quatro vezes alternadas, perfazendo 240 segundos (4 minutos) de alongamento em cada membro.

Durante os exercícios de alongamento não houve a supervisão médica dos procedimentos, pois os critérios de seleção dos sujeitos admitiram somente participantes saudáveis. Nenhum dos participantes relatou sensação de dor na musculatura alongada, ou de qualquer outro tipo desconforto que não fosse característico daquele reportado nas sessões de exercícios de alongamento. Não foi necessária a interrupção do procedimento de nenhum dos sujeitos participantes.



FIGURA 4.8 – PROTOCOLO DE EXERCÍCIOS DE ALONGAMENTO.

4.3.6. Variáveis de Interesse

As tabelas 4.2, 4.3 e 4.4 resumem e descrevem as variáveis utilizadas no presente estudo. É importante lembrar que cada variável apresenta um valor distinto em cada uma das condições experimentais: subida e descida da rampa. Em razão dos procedimentos experimentais, além das variáveis cinemáticas referentes às amplitudes articulares do quadril, tornozelo e joelho utilizadas no estudo anterior (vide CAPÍTULO 3), neste estudo foram avaliados os picos de flexão e extensão de tais articulações. Isso é necessário pois, dentre as hipóteses experimentais, acredita-se que os exercícios realizados aumentem esses picos e, por consequência, as amplitudes.

TABELA 4.2 – VARIÁVEIS ESPAÇO-TEMPORAIS

SIGLA	VARIÁVEL	DESCRIÇÃO	UNIDADE
CAD	Cadência	Números de passos executados por minuto	passos/min
TTC	Tempo do Ciclo	Tempo total de duração do ciclo da marcha	segundos
TA	Tempo de Apoio Percentual	Tempo percentual do TT em que o membro direito permanece em contato com o solo	% do ciclo
TO	Tempo de Oscilação Percentual	Tempo percentual do TT em que o membro direito permanece sem contato com o solo	% do ciclo

TABELA 4.3 – VARIÁVEIS CINEMÁTICAS.

SIGLA	VARIÁVEL	DESCRIÇÃO	UNIDADE
TPAS	Tamanho do Passo	Distância linear no eixo x entre o primeiro toque do calcanhar do pé direito com o solo e o toque seguinte do mesmo calcanhar.	m
VEL	Velocidade	Velocidade de deslocamento.	$m.s^{-1}$
VELC	Velocidade de Contato	Velocidade de contato do calcanhar com o solo no início da fase de apoio.	$m.s^{-1}$
AMPQUA	Amplitude de Flexão e Extensão do Quadril	Amplitude total de flexão e extensão da articulação do quadril. Somatório dos picos de flexão e extensão.	graus

EXTQUA	Pico de Extensão do Quadril	Pico de extensão do quadril durante o ciclo da marcha.	graus
FLXQUA	Pico de Flexão do Quadril	Pico de flexão do quadril durante o ciclo da marcha.	graus
VELQUA	Pico de Velocidade de Flexão do Quadril	Pico de velocidade de flexão do quadril durante o ciclo da marcha.	g.s ⁻¹
AMPJOE	Amplitude de Flexão e Extensão do Joelho	Amplitude total de flexão e extensão da articulação do joelho. Somatório dos picos de flexão e extensão.	graus
EXTJOE	Pico de Extensão do Joelho	Pico de extensão do joelho durante o ciclo da marcha.	graus
FLXJOE	Pico de Flexão do Joelho	Pico de flexão do joelho durante o ciclo da marcha.	graus
AMPTOR	Amplitude de Flexão e Extensão do Tornozelo	Amplitude total de flexão e extensão da articulação do tornozelo. Somatório dos picos de flexão e extensão.	graus
EXTTOR	Pico de Extensão do Tornozelo	Pico de extensão do tornozelo durante o ciclo da marcha.	graus
FLXTOR	Pico de Flexão do Tornozelo	Pico de flexão do tornozelo durante o ciclo da marcha.	graus

TABELA 4.4 – VARIÁVEIS ELETROMIOGRÁFICAS.

SIGLA	VARIÁVEL	DESCRIÇÃO	UNIDADE
TAFIN1	Tibial Anterior Final 1	Instante onde acontece o final da primeira ativação do tibial anterior durante a marcha. O tibial anterior inicia o ciclo da marcha com ativação significativa.	% do ciclo
TAINI	Tibial Anterior Inicial	Instante onde acontece o inicio da segunda ativação do tibial anterior durante a marcha.	% do ciclo
TAFIN2	Tibial Anterior Final 2	Instante onde acontece o final da segunda ativação do tibial anterior durante a marcha.	% do ciclo
VLFIN1	Vasto Lateral Final 1	Instante onde acontece o final da primeira ativação do vasto lateral durante a marcha. O vasto lateral inicia o ciclo da marcha com ativação significativa.	% do ciclo

VLINI	Vasto Lateral Inicial	Instante onde acontece o inicio da segunda ativação do vasto lateral durante a marcha.	% do ciclo
VLFIN2	Vasto Lateral Final 2	Instante onde acontece o final da segunda ativação do vasto lateral durante a marcha.	% do ciclo
GLFIN	Gastrocnêmio Lateral Final	Instante onde acontece o final da ativação do gastrocnêmio lateral durante a marcha. O gastrocnêmio lateral inicia o ciclo da marcha com ativação significativa.	% do ciclo
BFFIN	Bíceps Femoral Final	Instante onde acontece o final da ativação do bíceps femoral durante a marcha. O bíceps femoral inicia o ciclo da marcha com ativação significativa.	% do ciclo
BFINI	Bíceps Femoral Inicial	Instante onde acontece o inicio da segunda ativação do bíceps femoral durante a marcha.	% do ciclo
GMFIN	Gastrocnêmio Final	Instante onde acontece o final da ativação do glúteo médio durante a marcha. O glúteo médio inicia o ciclo da marcha com ativação significativa.	% do ciclo

4.3.7. Tratamento Estatístico

O teste de Kolmogorov-Smirnof foi aplicado para confirmar a normalidade dos dados. Assumindo-se uma distribuição normal, um número de teste de *t-student* para variáveis paramétricas foi aplicado para se verificar as modificações ocorridas entre as condições PRÉ e PÓS. Os testes estatísticos tiveram nível de significância de $p \leq 0,05$ e foram aplicados através do software Statística versão 7.0.

4.4. RESULTADOS

Durante os procedimentos experimentais, os participantes foram capazes de caminhar confortavelmente em todas as condições (subida e descida da rampa). Nenhuma das participantes relatou qualquer tipo de desconforto durante a realização da tarefa e cumpriram de maneira satisfatória o protocolo proposto. Em razão da curta duração do efeito elástico dos exercícios de alongamento (~4 minutos), não foram realizadas

medidas que quantificassem o efeito dos exercícios na amplitude articular. Entretanto, foi calculado o coeficiente de variação (KIRTLEY, 2006; WINTER, 1991) para as amplitudes angulares. O coeficiente de variação (CV) representa a variabilidade média do parâmetro analisado durante o ciclo da marcha. Na marcha em terreno plano, CV menores do que 15% representam grande consistência na execução do movimento (WINTER, 1991). O CV é calculado dividindo-se o desvio padrão médio ao longo do ciclo pela média dos valores encontrados para a mesma variável, usando a seguinte fórmula:

$$CV = \frac{\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \sigma^2}}{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |X_i|}$$

Dessa forma, foi possível identificar a média da variabilidade intra-sujeitos e atribuir as modificações encontradas apenas ao protocolo de exercícios. A tabela 4.5 apresenta o coeficiente de variação médio das variáveis angulares, nas condições PRÉ e PÓS, durante a subida e descida da rampa.

TABELA 4.5 – COEFICIENTE DE VARIAÇÃO MÉDIO DAS VARIÁVEIS ANGULARES, DURANTE A SUBIDA E DESCIDA DA RAMPA, ANTES (PRÉ) E APÓS (PÓS) OS EXERCÍCIOS DE ALONGAMENTO.

	SUBIDA PRÉ (%)	SUBIDA PÓS (%)	DESCIDA PRÉ (%)	DESCIDA PÓS (%)
QUADRIL	3,8	2,2	13,2	13,8
JOELHO	0,6	0,5	1,3	1,4
TORNOZELO	3,9	7,9	3,2	7,5

A tabela 4.6 resume os principais resultados encontrados nas variáveis cinemáticas relativas à organização espaço-temporal do ciclo da marcha, entre as condições PRÉ e PÓS, durante a subida e a descida da rampa.

Não foram encontradas diferenças ($p>0,05$) entre as condições PRÉ e PÓS em nenhuma das variáveis de organização temporal do ciclo da marcha (tempo de apoio, tempo de oscilação e tempo total do ciclo), durante as condições experimentais testadas. A velocidade de contato (VELC) e a cadênciça (CAD) permaneceram sem mudanças ($p>0,05$) após a realização da atividade, nas duas condições de deslocamento (subida e descida). Entretanto, durante a descida, observou-se um aumento significativo ($p\leq 0,05$) do tamanho do passo entre as condições PRÉ ($1,02\pm 0,1\text{m}$) e PÓS ($1,08\pm 0,2\text{m}$) e um aumento significativo da velocidade de deslocamento entre as condições PRÉ ($0,95\pm 0,2\text{ m.s}^{-1}$) e PÓS ($1,01\pm 0,2\text{ m.s}^{-1}$) exercícios.

TABELA 4.6 – VARIÁVEIS CINEMÁTICAS REFERENTES A ORGANIZAÇÃO ESPAÇO-TEMPORAL DO CICLO DA MARCHA NAS CONDIÇÕES DE SUBIDA E DESCIDA DA RAMPA, ANTES (PRÉ) E APÓS (PÓS) OS EXERCÍCIOS DE ALONGAMENTO.

	SUBIDA PRÉ	SUBIDA PÓS	DIF PRÉ-PÓS
TPAS (m)	$1,20\pm 0,1$	$1,22\pm 0,1$	0,03 (2,2%)
VEL (m.s^{-1})	$1,00\pm 0,1$	$1,04\pm 0,1$	0,04 (4,3%)
VELC (m.s^{-1})	$0,59\pm 0,4$	$0,80\pm 0,4$	0,21 (35,8%)
TTC (s)	$1,22\pm 0,1$	$1,19\pm 0,1$	-0,02 (-1,8%)
CAD (passos/s)	$49,85\pm 5,3$	$50,86\pm 5,7$	1,01 (2,03%)
TA (%)	$66,80\pm 3,0$	$66,25\pm 2,6$	-0,55 (-0,8%)
TO (%)	$33,20\pm 3,0$	$33,75\pm 2,6$	0,55 (1,66%)
	DESCIDA PRÉ	DESCIDA PÓS	DIF PRÉ-PÓS
TPAS (m)	$1,02\pm 0,15$	$1,08\pm 0,18$	0,05 (5,2%) *
VEL (m.s^{-1})	$0,95\pm 0,18$	$1,01\pm 0,22$	0,06 (6,5%) *
VELC (m.s^{-1})	$0,44\pm 0,29$	$0,62\pm 0,44$	0,19 (42,4%)
TTC (s)	$1,10\pm 0,10$	$1,09\pm 0,11$	-0,01 (-0,9%)
CAD (passos/s)	$55,14\pm 5,13$	$55,70\pm 5,44$	0,57 (1,0%)
TA (%)	$64,71\pm 2,44$	$64,59\pm 3,00$	-0,12 (-0,2%)
TO (%)	$35,29\pm 2,44$	$35,41\pm 3,00$	0,12 (0,3%)

(*) diferença significativa entre as condições PRÉ e PÓS. Foi utilizado $p\leq 0,05$;

Dentre as variáveis cinemáticas, não foram identificadas ($p>0,05$) alterações na condição de descida da rampa.

Durante a subida, ocorreu um aumento ($p \leq 0,05$) de $11,3^\circ$ na amplitude do quadril (AMPQUA) entre as condições experimentais (PRÉ $52,3 \pm 18,3^\circ$; PÓS $63,6 \pm 16,9^\circ$), assim como um aumento de $13,3^\circ$ no pico de extensão do quadril (EXTQUA) entre as condições PRÉ ($41,6 \pm 19,6^\circ$) e PÓS ($55,0 \pm 18,4^\circ$). A velocidade de flexão do quadril (VELQUA) aumentou ($p \leq 0,05$) durante a subida, passando de $195,8 \pm 31,2 \text{ }^\circ \cdot \text{s}^{-1}$ para $241,8 \pm 29,8 \text{ }^\circ \cdot \text{s}^{-1}$. A figura 4.9 apresenta o deslocamento angular da articulação do quadril durante o ciclo da marcha.

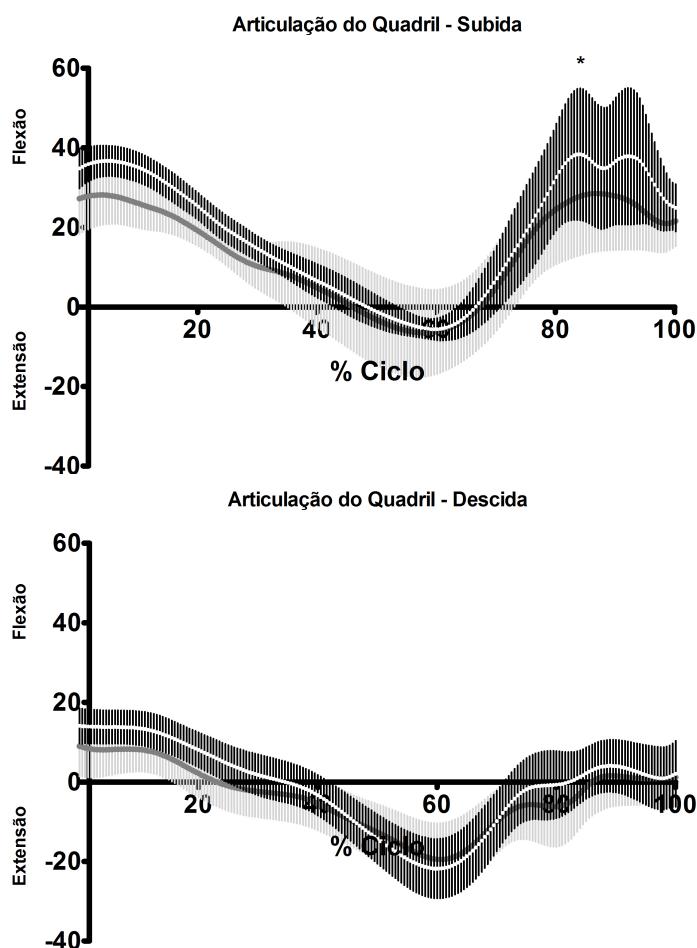


FIGURA 4.9 – DESLOCAMENTO ANGULAR (MÉDIA E DESVIO PADRÃO) DA ARTICULAÇÃO DO QUADRIL DURANTE A SUBIDA E DESCIDA A RAMPA, PRÉ (LINHA CLARA/BARRA ESCURA) E PÓS (LINHA ESCURA/BARRA CLARA) EXERCÍCIOS DE ALONGAMENTO. (*) DIFERENÇA SIGNIFICATIVA ENTRE PRÉ E PÓS ($P \leq 0,05$)

Na articulação do joelho, identificou-se um aumento ($p \leq 0,05$) do pico de flexão do joelho (FLXJOE) entre a avaliação PRÉ ($48,5 \pm 7,6^\circ$) e PÓS

(49,7±6,9°) exercícios. A figura 4.10 apresenta o deslocamento angular da articulação do joelho durante o ciclo da marcha.

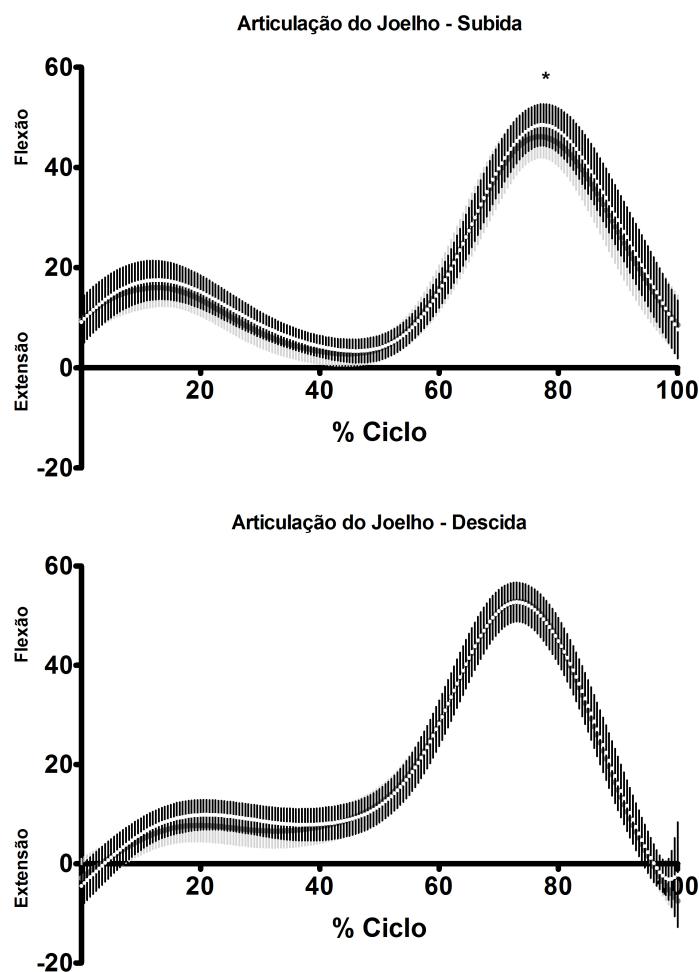


FIGURA 4.10 – DESLOCAMENTO ANGULAR (MÉDIA E DESVIO PADRÃO) DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO DURANTE A SUBIDA E DESCIDA DA RAMPA, PRÉ (LINHA CLARA/BARRA ESCURA) E PÓS (LINHA ESCURA/BARRA CLARA) OS EXERCÍCIOS DE ALONGAMENTO. (*) DIFERENÇA SIGNIFICATIVA ENTRE PRÉ E PÓS ($P \leq 0,05$)

As variáveis que descrevem o comportamento angular do tornozelo (amplitude total do tornozelo - AMPTOR, pico de extensão do tornozelo - EXTTOR e pico de flexão do tornozelo - FLXTOR) não apresentaram mudanças ($p > 0,05$) entre as condições experimentais. A figura 4.11 apresenta o deslocamento angular da articulação do tornozelo durante o ciclo da marcha.

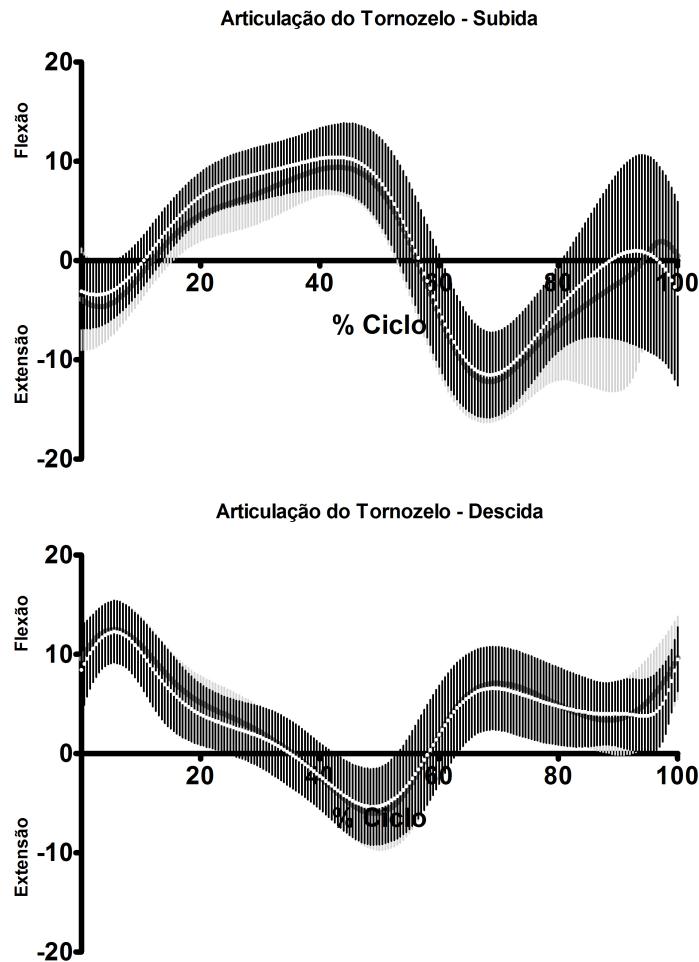


FIGURA 4.11 – DESLOCAMENTO ANGULAR (MÉDIA E DESVIO PADRÃO) DA ARTICULAÇÃO DO TORNOZELO DURANTE A SUBIDA E DESCIDA DA RAMPA, PRÉ (LINHA CLARA/BARRA ESCURA) E PÓS (LINHA ESCURA/BARRA CLARA) OS EXERCÍCIOS DE ALONGAMENTO.

A tabela 4.7 apresenta o conjunto das variáveis cinemáticas utilizadas no estudo e as respectivas diferenças entre o início (PRÉ) e o final (PÓS) da sessão de avaliação.

TABELA 4.7 - VARIÁVEIS CINEMÁTICAS ANGULARES NAS CONDIÇÕES DE SUBIDA E DESCIDA DA RAMPA, ANTES (PRÉ) E APÓS (PÓS) OS EXERCÍCIOS DE ALONGAMENTO.

	SUBIDA PRÉ	SUBIDA PÓS	DIF PRÉ-PÓS
AMPQUA (°)	52,3±18,3	63,6±16,9	11,3 (21,5%) *
EXTQUA (°)	41,6±19,6	54,9±18,4	13,3 (32,0%) *
FLXQUA (°)	-10,7±13,0	-8,6±7,8	2,1 (-19,3%)
VELQUA (°/s)	195,8±31,2	241,8±29,8	46,0 (23,4%) *
AMPJOE (°)	48,1±7,8	48,7±6,2	0,6 (1,25%)
EXTJOE (°)	0,4±5,1	0,9±5,4	0,5 (125,4%)
FLXJOE (°)	48,5±7,6	49,7±6,9	1,2 (2,3%) *
AMPTOR (°)	28,3±11,2	29,6±9,6	1,3 (4,7%)
EXTTOR (°)	-18,0±13,9	-17,0±12,7	1,0 (-5,6%)
FLXTOR (°)	10,2±5,3	12,6±5,1	2,3 (22,9%)
	DESCIDA PRÉ	DESCIDA PÓS	DIF PRÉ-PÓS
AMPQUA (°)	35,5±8,4	40,6±10,3	5,0 (14,2%)
EXTQUA (°)	12,4±10,2	16,5±7,9	4,1 (33,4%)
FLXQUA (°)	-23,1±14,5	-24,0±11,9	-0,9 (3,9%)
VELQUA (°/s)	140,7±42,7	188,8±27,1	48,1 (34,1%)
AMPJOE (°)	61,2±6,3	63,2±5,3	2,0 (3,3%)
EXTJOE (°)	-7,7±5,8	-8,5±7,4	-0,8 (10,3%)
FLXJOE (°)	53,4±6,2	54,6±5,1	1,2 (2,3%)
AMPTOR (°)	20,6±4,4	21,0±5,6	0,4 (2,1%)
EXTTOR (°)	-6,8±6,3	-7,1±6,2	-0,3 (5,2%)
FLXTOR (°)	13,8±5,5	13,9±5,3	0,1 (0,6%)

(*) diferença significativa entre as condições PRÉ e PÓS. Foi utilizado $p \leq 0,05$;

Na subida da rampa, o músculo tibial anterior apresentou uma redução ($p \leq 0,05$) no instante final da primeira atividade do tibial anterior (TAFIN1) de $29,7 \pm 6,7\%$ para $23,3 \pm 7,4\%$ do tempo total do ciclo da marcha. Identificou-se também uma redução ($p \leq 0,05$) no instante final da segunda atividade do tibial anterior (TAFIN2) que na condição PRÉ prosseguia até final do ciclo, e na condição PÓS, encerrou-se à $87,7 \pm 3,4\%$ da atividade. O músculo bíceps femoral, apresentou uma redução ($p \leq 0,05$) do instante final da atividade do bíceps femoral (BFFIN) durante a subida da rampa. A ativação muscular, que na condição PRÉ terminou a $45,0 \pm 5,4\%$ do tempo do ciclo, na condição PÓS encerrou a $36,1 \pm 10,4\%$ do tempo total da tarefa. Essas alterações podem

identificar uma mudança no padrão de ativação do tibial anterior e bíceps femoral durante a subida da rampa, em razão dos exercícios realizados. Não foram identificadas mudanças ($p>0,05$) na cronometria muscular durante a descida. A tabela 4.8 apresenta os valores referentes às variáveis eletromiográficas (EMG) utilizadas no presente estudo.

TABELA 4.8 – PARÂMETROS ELETROMIOGRÁFICOS NAS CONDIÇÕES DE SUBIDA E DESCIDA DA RAMPA, ANTES (PRÉ) E APÓS (PÓS) OS EXERCÍCIOS DE ALONGAMENTO.

	SUBIDA PRÉ	SUBIDA PÓS	DIF PRÉ-PÓS
TAFIN1 (%)	29,7±6,7	23,3±7,4	-6,4 (-21,5%) *
TAINI (%)	59,3±2,2	58,5±2,8	-0,8 (-1,34%)
TAFIN2 (%)	100,0±0,0	87,7±3,4	-12,3 (-12,3%) *
VLFIN1 (%)	18,5±5,6	17,6±2,9	-0,9 (-4,9%)
VLINI (%)	33,5±3,2	29,8±5,2	-3,7 (-11,2%)
VLFIN2 (%)	69,7±6,8	65,7±7,5	-3,9 (-5,6%)
GLFIN (%)	32,7±10,7	33,1±9,0	0,4 (1,1%)
BFFIN (%)	45,0±5,4	36,1±10,4	-8,9 (-19,8%) *
BFINI (%)	86,2±2,4	83,5±5,9	-2,6 (-3,0%)
GMFIN (%)	47,2±14,0	50,6±2,7	3,3 (7,0%)
	DESCIDA PRÉ	DESCIDA PÓS	DIF PRÉ-PÓS
TAFIN1 (%)	28,7±6,5	31,2±6,4	2,4 (8,4%)
TAINI (%)	57,4±4,5	59,7±5,0	2,3 (3,9%)
TAFIN2 (%)	87,3±3,2	88,8±4,4	1,5 (1,7%)
VLFIN1 (%)	40,3±6,1	38,4±10,2	-1,9 (-4,7%)
VLINI (%)	69,1±1,0	74,9±11,1	5,8 (8,4%)
VLFIN2 (%)	89,8±2,1	89,0±6,9	-0,9 (-0,9%)
GLFIN (%)	34,2±12,9	38,2±11,5	4,0 (11,8%)
BFFIN (%)	25,0±9,9	26,7±5,8	1,7 (7,0%)
BFINI (%)	76,9±11,7	80,2±4,9	3,3 (4,2%)
GMFIN (%)	40,7±11,2	40,7±13,4	-0,1 (-0,2%)

(*) diferença significativa entre as condições PRÉ e PÓS. Foi utilizado $p\leq 0,05$;

As figuras 4.12 e 4.13 apresentam o comportamento médio da ativação elétrica muscular (RMS) dos indivíduos durante marcha. Nos gráficos abaixo, estão representadas as atividades elétricas apenas na

condição de subida da rampa, pois foi onde as diferenças entre as avaliações PRÉ e PÓS foram identificadas.

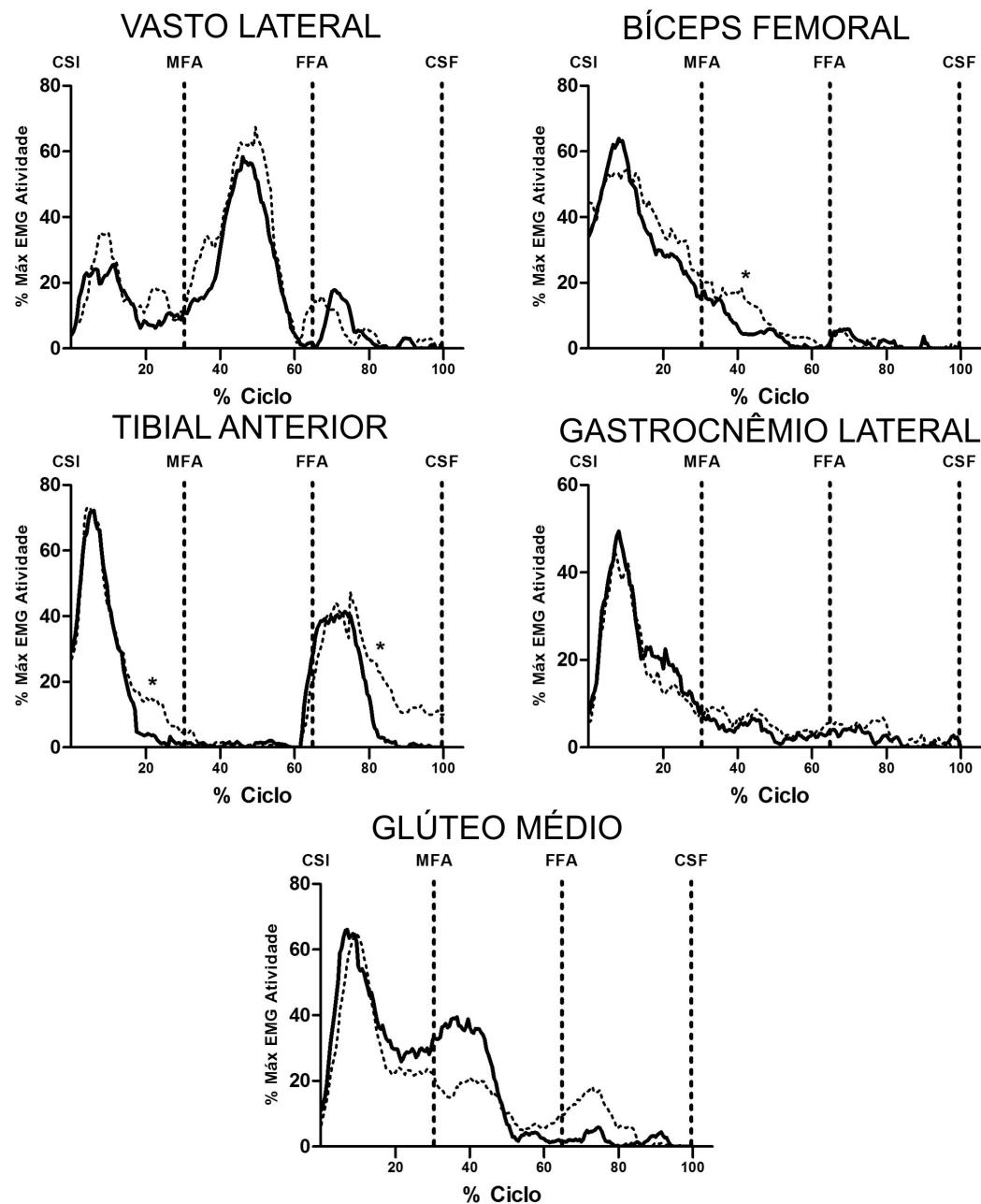


FIGURA 4.12 – RMS DA EMG DURANTE A SUBIDA, ANTES (LINHA PONTILHADA) E APÓS (LINHA CHEIA) O EXERCÍCIO. CSI – CONTATO COM SOLO INICIAL; MFA – MEIO DA FASE DE APOIO; FFA – FINAL DA FASE DE APOIO; CSF – CONTATO COM O SOLO FINAL. (*) DIFERENÇA ENTRE PRÉ E PÓS ($P \leq 0,05$)

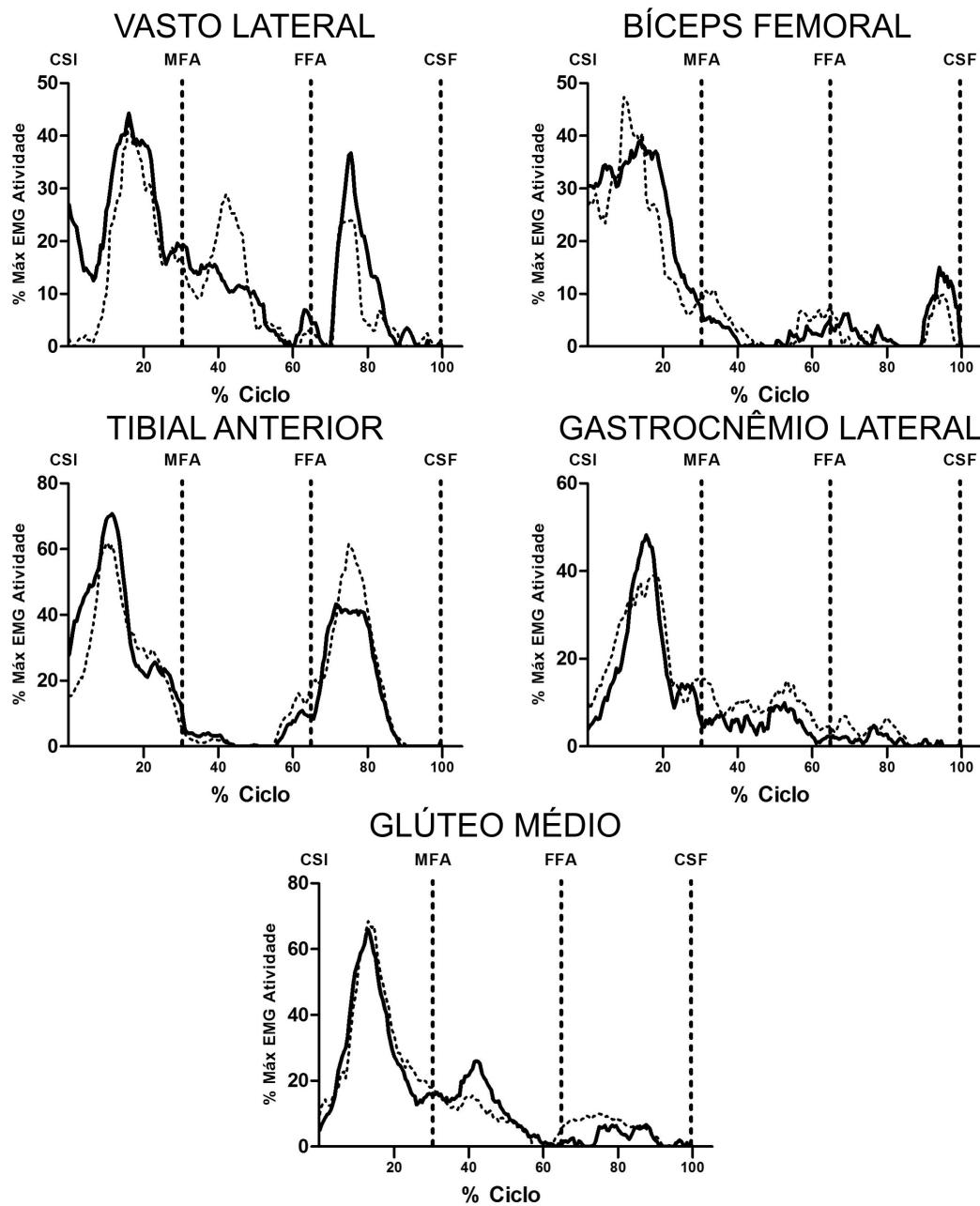


FIGURA 4.13 – RMS DA EMG DURANTE A DESCIDA, ANTES (LINHA PONTILHADA) E APÓS (LINHA CHEIA) O EXERCÍCIO. CSI – CONTATO COM SOLO INICIAL; MFA – MEIO DA FASE DE APOIO; FFA – FINAL DA FASE DE APOIO; CSF – CONTATO COM O SOLO FINAL.

As figuras 4.14 e 4.15 apresentam um esquema da cronometria de ativação muscular durante a subida e descida da rampa, antes (PRÉ) e após (PÓS) a realização dos exercícios de alongamento.

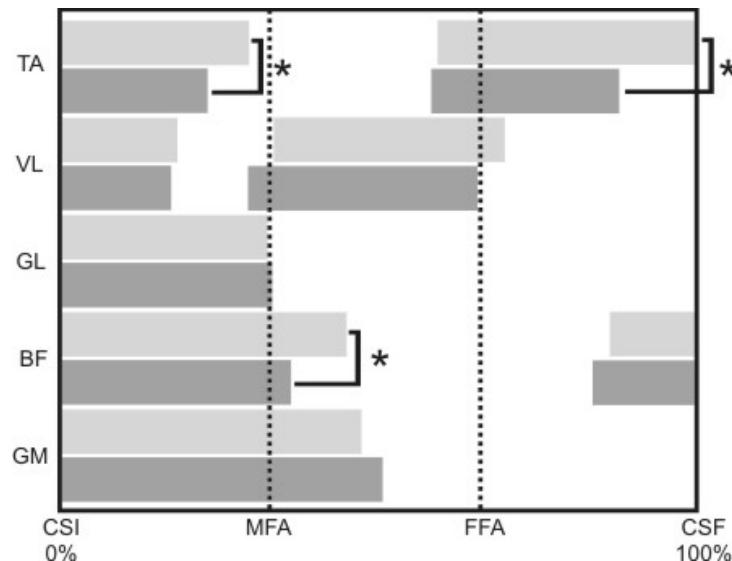


FIGURA 4.14 – CRONOMETRIA MUSCULAR, DURANTE A SUBIDA DA RAMPA, PRÉ (BARRAS CLARAS) E PÓS (BARRAS ESCURAS) EXERCÍCIOS DE ALONGAMENTO. CSI) CONTATO COM O SOLO INICIAL, MFA) MEIO DA FASE DE APOIO, FFA) FINAL DA FASE DE APOIO E CSF) CONTATO COM O SOLO FINAL. (*) DIFERENÇA ENTRE PRÉ E PÓS ($P \leq 0,05$).

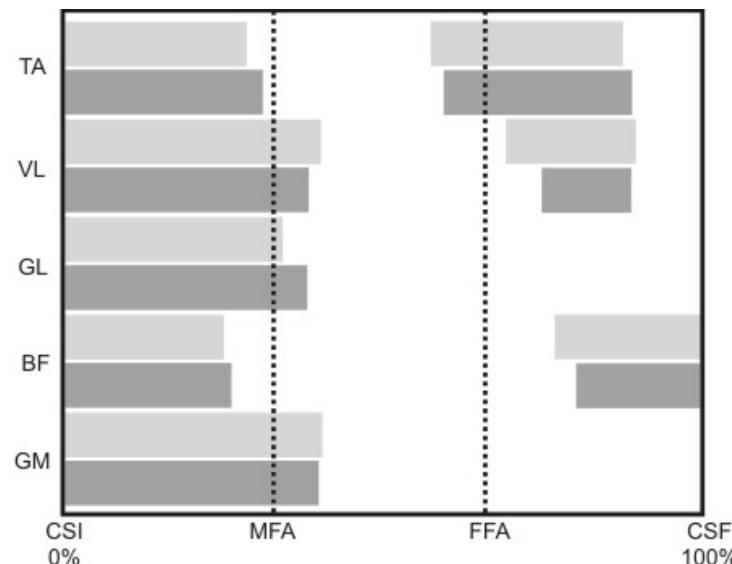


FIGURA 4.15 – CRONOMETRIA MUSCULAR, DURANTE A DESCIDA DA RAMPA, PRÉ (BARRAS CLARAS) E PÓS (BARRAS ESCURAS) EXERCÍCIOS DE ALONGAMENTO. CSI) CONTATO COM O SOLO INICIAL, MFA) MEIO DA FASE DE APOIO, FFA) FINAL DA FASE DE APOIO E CSF) CONTATO COM O SOLO FINAL.

4.5. DISCUSSÃO

O presente estudo teve como objetivo verificar as alterações agudas nos parâmetros cinemáticos e eletromiográficos da marcha de idosas em terreno inclinado, após a realização de uma sessão de exercícios de alongamento.

As médias dos coeficientes de variação das variáveis angulares (intra-sujeito) foram de aproximadamente 4,2% no PRÉ e 5,5% no PÓS teste e indicam que todas as participantes foram capazes de realizar a marcha de maneira consistente. São considerados normais para o coeficiente de variação intra-sujeito, em variáveis angulares na marcha (2D), valores ao redor de 15% (KIRTLEY, 2006; WINTER, 1991). Essa baixa variabilidade pode ter sido influenciada pelos critérios utilizados na seleção dos participantes, que admitia apenas idosas saudáveis e relativamente ativas. Desta forma, as modificações encontradas na marcha foram atribuídas a sessão de exercícios de alongamento proposta, similar a protocolos previamente utilizados (RODACKI et al., 2008) e considerada adequada para os objetivos experimentais.

O estudo de Taylor et al. (1990), demonstrou que os ganhos elásticos do complexo músculo-tendíneo são conseguidos até a quarta repetição dos exercícios de alongamento. Outros estudos (ZAKAS et al., 2005a; ZAKAS, 2005b; BANDY et al., 1997) tem demonstrado que, exercícios de alongamento com tempo de aplicação igual ou superior a 60s, são efetivos para causarem modificações nas características visco-elásticas do complexo músculo-tendão de indivíduos similares aos participantes deste estudo. Estudos que buscaram analisar os efeitos dos exercícios de alongamento (ZAKAS et al., 2005a; ZAKAS, 2005b; FELAND et al., 2001a; FELAND et al., 2001b; BANDY et al., 1997) têm utilizado protocolos similares. O estudo realizado por Speronoga et al. (2001) analisou as características elásticas do tecido muscular em função de exercícios de alongamento e demonstrou que seus efeitos ainda eram significativos 6 minutos após o encerramento da sessão de exercícios. Deste modo a realização de exercícios de alongamentos estáticos, compostos por quatro séries de 60 segundos de duração, foi suficiente para causar alterações elásticas na musculatura

manipulada e influenciar mudanças em alguns aspectos da marcha das participantes.

Quando se objetiva analisar a capacidade de locomoção, o terreno inclinado oferece um desafio maior do que a transposição de superfícies planas, o qual tem sido evidenciado pela maior frequência de acidentes (TOSCANO e WINDAU, 1993). Deste modo, a utilização da rampa para a avaliação dos efeitos agudos dos exercícios, sobre os parâmetros cinemáticos e eletromiográficos da marcha, parece ser mais atrativa do que a transposição de terrenos planos.

As idosas apresentaram um maior TA e um menor TO em comparação com os resultados encontrados para jovens (24 ± 3 anos), apesar de um TTC similar (LAY et al., 2006). O TPAS, a CAD e a VEL dos idosos na condição PRÉ, na subida e descida da rampa, também foram menores em comparação a jovens durante a marcha na mesma inclinação (MCINTOSH et al., 2006). Não foram encontrados estudos com população e condições experimentais similares.

As diferenças encontradas entre a organização do passo do idoso e do jovem na rampa, são reportadas também no deslocamento em terreno plano, e refletem a necessidade de maior TA, para a estabilização e execução do próximo passo (PRINCE et al., 1997). A redução do TPAS e VEL e o aumento do TA são influência de uma menor capacidade de deslocamento. A redução do TPAS e VEL está diretamente ligada à redução das capacidades elásticas e contráteis do complexo músculo-tendíneo, em razão das degenerações do envelhecimento (SEENE e KAASIK, 2012). Essas alterações, levam à realização de um passo menos estável e mais suscetível a acidentes.

Durante a subida, os parâmetros da marcha referentes à organização espaço-temporal do ciclo (TTC, TA, TO e CAD), não sofreram modificações após os exercícios. Na descida encontrou-se um aumento do TPAS e da VEL após a realização dos exercícios de alongamento. O aumento do TPAS e por consequência da VEL, é resultado da redução da limitação mecânica causada pelo grupo muscular manipulado, aumentando a amplitude articular (KERRIGAN et al., 1998). Nenhuma mudança foi encontrada nas amplitudes e picos angulares da marcha durante a descida. Entretanto, a manipulação

dos músculos exercitados pode ter reduzido a complacência muscular (DAVIS HAMMONDS et al., 2012; KERRIGAN et al., 2003) e influenciado positivamente a marcha. Apesar de não terem sido verificadas mudanças ao redor da articulação exercitada, modificações na porção mais distal do membro foram geradas. Essas modificações permitiram a execução de um TPAS de maior amplitude, os quais aumentaram a velocidade sem reduzir a consistência da marcha durante a locomoção.

Durante a descida é necessário realizar contrações excêntricas com maior intensidade. No envelhecimento a capacidade contrátil vai diminuindo, entretanto a força excêntrica é a que sofre as menores reduções durante esse processo (ROIG et al., 2010). Sendo assim, essa redução mais lenta da força excêntrica durante o envelhecimento, permitiu aos idosos realizar e controlar uma descida mais veloz.

A velocidade de deslocamento tem sido descrita como um dos melhores indicadores de segurança na marcha. Incrementos ao redor de 0,1m/s na velocidade de deslocamento de idosos, estão diretamente associados com a redução do risco de acidentes durante a transposição de terrenos planos (BLANCO et al., 2012). Acredita-se que de forma similar ao terreno plano, incrementos na velocidade de deslocamento na rampa sejam reflexo de uma maior capacidade de controle. Sendo assim os exercícios aplicados foram capazes de diminuir a resistência imposta pelo músculo manipulado, permitindo uma descida mais veloz e menos suscetível a acidentes.

Na subida, os exercícios de alongamento causaram um aumento na MAXQUA e na AMPQUA. Este achado corrobora os resultados de estudos anteriores que investigaram os efeitos de exercícios de alongamento, na manutenção de uma adequada capacidade flexível dos músculos flexores do quadril (uni e bi-articulares) para a execução mais eficiente da marcha (KERRIGAN et al., 2001a; KERRIGAN et al., 1998). A redução da capacidade de extensão desta musculatura durante atividades dinâmicas, tem sido descrita como um componente que pode aumentar a probabilidade de acidentes (KERRIGAN et al., 2003), principalmente em deslocamentos sobre superfícies mais desafiadoras e em populações que têm reduções da força, equilíbrio e perdas gradativas da flexibilidade (SEENE e KAASIK, 2012). Em

razão do aumento da amplitude do joelho, do aumento da amplitude e velocidade do quadril durante a subida, e do aumento da velocidade durante a descida, a hipótese H_1 foi aceita.

O aumento temporário da elasticidade induzido pelos exercícios de alongamento permitiu uma maior EXTQUA assim como um aumento da velocidade de flexão do quadril (VELQUA) durante a oscilação na subida da rampa. Esse aumento da velocidade de flexão pode ser atribuído a aumentos da força elástica do complexo músculo-tendão em resposta aos exercícios de alongamento. Cavagna (1977) relata que os tecidos musculares e tendíneos mais complacentes são mais eficientes para acumular energia elástica e utilizá-la durante atividades de alongamento-encurtamento. Resultados similares foram encontrados em estudo que avaliou a característica elástica dos tendões e a performance do salto de adultos (KUBO et al., 1999). Os autores encontraram uma correlação direta entre a flexibilidade do tendão, a energia elástica acumulada e a altura do salto.

O aumento da EXTQUA e da AMPQUA, foram causados pela modificação temporária da elasticidade dos flexores do quadril. Esse aumento da elasticidade, induziu o aumento da VELQUA e um maior pico de flexão do joelho (FLXJOE) durante a oscilação. A flexão do joelho durante a marcha é causada pela rápida flexão do quadril e da coxa (VIEL, 2001) durante a oscilação e não pela ação dos músculos flexores dessa articulação, que não apresentam atividade contrátil nessa fase do movimento (NYMARK et al., 2005). O aumento da VELQUA do membro oscilante causou uma oscilação com maior velocidade. Esse movimento mais veloz do membro causa um aumento na contribuição da oscilação para o desenvolvimento da marcha ascendente. Desta forma, o tempo de contração do BF necessário para estender o membro contralateral (BFFIN) e auxiliar no impulso para o passo, foi reduzido. A maior FLXJOE reduziu a distância de alcance da perna lançada e compensou o aumento que a maior EXTQUA poderia gerar no TPAS. O aumento da FLXJOE permitiu um contato do pé com o solo em uma posição menos inclinada em relação à rampa, que provocou um encerramento mais precoce do TAFIN1.

Durante a fase de oscilação é necessária a contração do tibial anterior para que o ante-pé possa se afastar do solo e permitir o próximo passo. O

aumento da FLXJOE também reduziu o tamanho total do membro oscilante e exigiu um menor tempo de ativação do tibial anterior durante essa fase, o que antecipou o instante do TAFIN2. Winter (1992) relata que o afastamento do pé em relação ao solo é geralmente relacionado a alterações no ângulo de dorsiflexão do tornozelo. Entretanto, resultados prévios indicam que esse afastamento é influenciado por mínimas mudanças ocorridas ao redor da articulação do joelho durante o pico de flexão. Mesmo alterações de pequenas magnitudes ($\sim 1,35^\circ$) na flexão do joelho, são capazes de contribuir de forma significativa para o aumento do afastamento do pé em relação ao solo (WINTER, 1992). Os resultados confirmam tal argumento, onde o aumento da FLXJOE foi capaz de reduzir o tamanho total do membro oscilante, de forma a gerar um encerramento mais precoce da ativação do tibial anterior, necessária para que houvesse um afastamento da porção distal do pé em relação ao solo. Em razão das modificações ocorridas no padrão temporal de ativação do tibial anterior e do bíceps femoral durante a subida, a hipótese H_2 foi aceita.

O mecanismo de aumento da EXTQUA e FLXJOE parece ser fundamental para que exista a manutenção do TPAS na subida. Um aumento do TPAS durante a subida pode aumentar a intensidade das contrações musculares, gerando um maior esforço e gasto energético ao idoso. Durante a marcha em terreno plano, o aumento do tamanho do passo em 40% gera um aumento do custo energético em 26%, quando comparado ao passo realizado com amplitude confortável (SAWICKI e FERRIS, 2008). Provavelmente, durante a marcha ascendente, um maior custo energético pode ser encontrado com o aumento do TPAS.

Deste modo, as mudanças encontradas nos parâmetros da marcha avaliados, como o aumento da amplitude articular, o aumento da velocidade na descida e a redução do tempo de contração muscular na subida, acabaram influenciando um passo mais eficiente e reduzindo as limitações mecânicas causadas pela perda da elasticidade muscular, sendo que a hipótese H_3 foi então aceita.

4.6. CONCLUSÃO

O exercício de alongamento executado causou mudanças nas características dinâmicas da tarefa, tanto durante a subida quanto na descida da rampa. O aumento da velocidade da descida após os exercícios foi consequência da capacidade de execução de uma marcha mais estável, e desta forma mais segura. Durante a subida, a redução das atividades musculares foram reflexo de um aumento do componente elástico muscular. São necessários futuros estudos para se verificar se os resultados aqui encontrados de forma aguda, podem ser conseguidos de forma crônica após a realização de atividades sistematizadas.

5. CONCLUSÕES FINAIS

O presente estudo teve como objetivo geral identificar fatores que pudessem limitar o deslocamento de mulheres idosas durante a transposição de um terreno inclinado. Dentre as hipótese criadas, sugeriu-se que o volume semanal de atividades físicas poderia influenciar os parâmetros cinemáticos e cinéticos da marcha das participantes. Em adição, os efeitos agudos de uma sessão de exercícios (sendo aqui utilizados os de alongamento) sobre os parâmetros cinemáticos e eletromiográficos também foram testados. Para que os objetivos fossem atingidos, dois diferentes procedimentos experimentais foram realizados.

O primeiro experimento (vide Capítulo 3) foi conduzido com 45 mulheres, sendo 15 adultas e 30 idosas com diferentes volumes de prática de atividades físicas semanais. Para que o objetivo experimental fosse cumprido, objetivos específicos foram determinados:

- a) Identificar o comportamento cinemático das articulações do membro inferior e da pelve, e os componentes vertical e horizontal das forças de reação do solo (FRS) da marcha de adultas jovens e idosas em terreno plano e inclinado (subida e descida de rampa).
- b) Comparar alterações no padrão da marcha de idosas (cinemático e FRS) no plano e terreno inclinado (subida e descida de rampa) em comparação a seus pares mais jovens, em razão do volume semanal de prática de atividades físicas.

Durante a marcha em terreno plano, o volume de atividades físicas semanais realizado pelos grupos de idosas e a diferença etária entre os grupos (ADU vs ATI e SED) não influenciaram os parâmetros cinemáticos e cinéticos avaliados. O deslocamento em terreno plano não oferece grandes desafios ao sujeito, sendo que mesmo indivíduos idosos e pouco ativos podem realizá-lo sem grandes dificuldades.

Entretanto, o deslocamento em superfícies inclinadas parece ser mais atrativo para se identificar mudanças na marcha do que quando realizado no

plano, em razão do envelhecimento e da prática de atividades físicas. A marcha na rampa exige uma maior intensidade nas contrações musculares concêntricas (durante a subida) e excêntricas (durante a descida), assim como maior capacidade de controle e adaptação por parte do sujeito.

Durante a descida os idosos apresentaram diferenças na organização do passo em comparação com os adultos. Essas diferenças parecem estar relacionadas com a redução da capacidade contrátil, diminuição do controle e maior dificuldade de adaptação ao terreno.

Durante a subida, a redução da força muscular e da flexibilidade parecem ter sido responsáveis pelas modificações nas FRS e nas amplitudes articulares durante o deslocamento nos grupos de idosos, em comparação ao grupo de adultos. Essas mudanças causaram a execução de um passo considerado mais suscetível a acidentes, principalmente no grupo com menor volume de atividades físicas semanais.

As diferenças encontradas entre os grupos de idosos (ATI vs. SED) foram menores do que as esperadas, demonstrando que a prática de atividades físicas não sistematizadas tem limitada capacidade de interferir no comportamento dinâmico do deslocamento. Não foi realizado nenhum tipo de controle sobre as características das atividades realizadas pelas participantes do estudo, entretanto acredita-se que além do volume, a intensidade e o tipo da atividade sejam fundamentais para a preservação da mobilidade das idosas no terreno inclinado.

Nas comparações intra-grupos, durante a transposição dos diferentes terrenos (plano, subida e descida), todos os indivíduos mostraram capacidade de se adaptar a demanda ambiental e modificar os parâmetros analisados de forma a conseguir executar o deslocamento. Entretanto, notou-se que o grupo ADU foi mais eficiente em ajustar a marcha para a execução da subida e descida da rampa, do que os grupos ATI e SED. Essa maior capacidade de ajuste poderia influenciar na segurança da marcha e no risco de queda durante tal deslocamento, entretanto essa relação não foi testada.

Tendo em vista que além do volume o tipo da atividade realizada poderia influenciar os parâmetros da marcha de idosas, um segundo estudo foi desenvolvido para avaliar tal hipótese. As atividades de alongamento são frequentemente indicadas como efetivas para restaurar a amplitude de

movimento e a elasticidade muscular, sendo que os efeitos agudos são similares aos encontrados em respostas crônicas ao exercício. Deste modo um segundo experimento (vide Capítulo 4) foi conduzido com o objetivo de se verificar as alterações encontradas na marcha de idosas no terreno inclinado, em razão dos efeitos agudos causados por uma sessão de exercícios de alongamento dos músculos flexores do quadril. Para que o objetivo experimental fosse cumprido, objetivos específicos foram delineados:

- a) Descrever as características cinemáticas do membro inferior e eletromiográficas dos músculos tibial anterior, vasto lateral, gastrocnêmio lateral, bíceps femoral e glúteo médio, antes (PRÉ) e após (PÓS) uma sessão de alongamento;
- b) Comparar as diferenças entre os padrões motores cinemáticos e eletromiográficos da marcha em terreno inclinado (PRÉ e PÓS exercícios) e observar seu impacto sobre fatores associados a limitações encontradas na marcha de idosas.

A magnitude dos ganhos elásticos provocados pelos efeitos agudos dos exercícios de alongamento não foram controlados, entretanto a metodologia e o protocolo utilizado foram adequados para que modificações fossem identificadas após sua execução. Em adição, as idosas apresentaram grande consistência na execução da marcha ascendente e descendente, antes e após os exercícios, indicando que as modificações encontradas foram causadas pelos exercícios realizados.

Na descida a manipulação realizada provocou um aumento do tamanho do passo e da velocidade da marcha. Esses parâmetros são diretamente relacionados com a segurança durante o deslocamento, sendo esperado que sujeitos com menor risco de acidentes realizem um passo de maior amplitude e uma marcha mais veloz. Deste modo durante a descida, os exercícios foram capazes de causar mudanças positivas no comportamento da marcha das idosas.

Na subida os exercícios provocaram aumentos nas amplitudes articulares e mudanças na organização temporal da atividade elétrica

muscular. As mudanças identificadas na marcha após os exercícios, foram associadas a uma maior complacência muscular e uma menor necessidade de ativação muscular, gerando uma marcha mais veloz. Desta forma os exercícios de alongamento podem ser indicados à população idosa, onde os efeitos crônicos são similares aos aqui encontrados de forma aguda.

Dentre as limitações do presente trabalho, os grupos de idosos utilizados no primeiro trabalho (Capítulo 3) tinham em média 64 anos, sendo que as limitações de movimentos imposta pelo envelhecimento poderiam não ser tão intensas. Grupos de idosos de idade mais avançada poderiam apresentar um comportamento distinto durante a transposição do terreno inclinado. Não foram determinadas diferenças nos tipos e intensidades das atividades realizadas pelas participantes, e que foram utilizadas para compor o volume total de atividades físicas semanais (Capítulo 3). A característica e intensidade das atividades poderia ter uma influencia tão significativa quanto o volume realizado. A disposição do ambiente de coleta, permitia uma aceleração para que a subida da rampa fosse executada, assim como na descida, era disponível um espaço adequado para a desaceleração após a rampa (Capítulo 3 e 4). Entretanto, nem sempre durante a transposição de rampas nas atividades diárias este espaço existe, sendo que o sujeito precisa realizar a aceleração e a desaceleração na própria superfície inclinada, antes de chegar ao próximo terreno nivelado. Nestas condições o comportamento da marcha poderia ser diferente do aqui apresentado.

Futuros estudos devem ser realizados para se verificar se idosos de diferentes faixas etárias (ex.: 60 a 70 anos; 70 a 80 anos; acima de 80 anos) apresentam limitações similares, distinguindo-se apenas em sua magnitude ou se diferentes limitações são encontradas. Além disso, trabalhos com o objetivo de se verificar a influência de diferentes tipos de atividades nos fatores limitantes da marcha das idosas, dentre os quais os efeitos crônicos dos exercícios de alongamento são fundamentais. É importante também relacionar essas limitações com a segurança (número de quedas) durante a marcha em terreno plano e inclinado.

REFERÊNCIAS

- ABNT. **Norma brasileira NBR9050: acessibilidade à edificações, mobiliário, espaços e equipamentos urbanos.** Rio de Janeiro: ABNT, 2004
- ACSM. **ACSM's guidelines for exercise testing and prescription.** 6^a ed. Maryland: Williams & Wilkins, 2000.
- ACSM. Position Stand: Exercise and physical activity for older adults. **Medicine and Science in Sports and Exercise.** v. 30, n. 6, 1998.
- ALFIERI, Fabio Marcon; RIBERTO, Marcelo; GATZ, Lucila Silveira; RIBEIRO, Carla Paschoal Corsi; LOPES, José Augusto Fernandes; SANTARÉM, José Maria; BATTISTELLA, Linamara Rizzo. Functional mobility and balance community-dwelling elderly submitted to multisensory versus strength exercises. **Clinical Interventions in Aging.** v. 5, p. 181-185, 2010.
- ALLET, Lara; IJZERMAN, Herman; MEIJER, Kenneth; WILLEMS, Paul; SAVELBERG, Hans. The influence of stride-length on plantar foot pressure and joint moments. **Gait and Posture.** v. 34, p. 300-306, 2011.
- ALTER, Michael J. **Ciência da flexibilidade.** 2^aed. Porto Alegre: Artmed, 1999.
- AMERICAN GERIATRICS SOCIETY; BRITISH GERIATRICS SOCIETY; AMERICAN ACADEMY OF ORTHOPAEDIC SURGEON PANEL ON FALLS PREVENTION. Guideline for the prevention of falls in older persons. **American Geriatrics Society.** v. 49, p. 664-672, 2001.
- ANDRADE, Rodrigo Maciel; MATSUDO, Sandra Marcela Mahecha. Relação da força explosiva e potência muscular com a capacidade funcional no processo de envelhecimento. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte.** v. 16, n. 5, p. 344-348, 2010.
- ANDRÉ, Helô Isa; MACHADO, Maria L.; VELOSO, António; CARNIDE, Filomena; SANTOS-ROCHA, Rita. Análise biomecânica da locomoção de mulheres idosas ativas em planos desnivelados de deslocamento. **Journal of Gerontology.** p. 5-7, 2008.
- BANDY, William D.; IRION, Jean M.; BRIGGLER, Michelle. The effect of time and frequency of static stretching on flexibility of the hamstring muscles. **Physical Therapy.** v. 77, n. 7, p. 1090-1096, 1997.
- BARAK, Y.; WAGENAAR, R. C.; HOLT, K. G. Gait characteristic of elderly people with history of falls: a dynamics approach. **Physical Therapy.** v. 86, n. 11, p. 1501-1510, 2006.

BATISTA, Fernanda Sotello; GOMES, Grace Angélica de Oliveira; NERI, Anita Liberalesso; GUARENTO, Maria Elena; CINTRA, Fernanda Aparecida; SOUSA, Maria da Luz Rosário; D'ELBOUX, Maria José. Relação entre força muscular de membros inferiores e fragilidade em idosos. **São Paulo Medicine**. v. 130, n. 2, p. 102-108, 2012.

BENTO, Paulo Cesar Baraue; RODACKI, André Luiz Félix; HOMANN, Diogo; LEITE, Neiva. Exercícios físicos e redução de quedas em idosos: uma revisão sistemática. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**. v. 12, p. 471-479, 2010.

BLACKBURN, J. Troy; RIEMANN, Bryan L.; PADUA, Darin A.; GUSKIEWICZ, Kevin M. sex comparison of extensibility, passive and active stiffness of the knee flexors. **Clinical Biomechanics**. v. 19, p. 36-43, 2004.

BLANCO, I.; VERGHESE, J.; LIPTON, R. B.; PUTTERMAN, C.; DERBY, C. A. Racial differences in gait velocity in an urban elderly cohort. **Journal of American Geriatric Society**. v. 60, n. 5, p. 922-926, 2012.

CAPPELLINI, Germana; IVNENKO, Yuri P.; DOMINICI, Nadia; POPPELE, Richard E.; LACQUANITI, Francesco. Motor patterns during walking on slippery walkway. **J Neurophy**. v. 103, p.746-760, 2010.

CAROMANO, Fátima A.; IDE, Maiza Ritomy; KERBAUY, Rachel Rodrigues. Manutenção da prática de exercícios por idosos. **Revista do Departamento de Psicologia – UFF**. v. 18, n. 2, p. 177-192, 2006.

CAVAGNA, G. A. Storage and utilization of elastic energy in skeletal muscle. **Exercise Sports Science Review**. v. 5, p.89-129, 1977.

CHAM, Rakié; REDFERN, Mark S. Change in gait when anticipating slippery floors. **Gait and Posture**. v. 15, p. 159-171, 2002a.

CHAM, Rakié; REDFERN, Mark S . Heel contact dynamics during slip events on level and inclined surfaces. **Safety Science**, v. 40, 559-576, 2002b.

CHAN, S. P.; HONG, Y.; ROBINSON, P. D. Flexibility and passive resistance of the hamstring of Young adults using two different static stretching protocols. **Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports**. v. 11, p. 81-86, 2001.

CHUMANOV, Elizabeth S.; WALL-SCHEFFLER, Cara; HEIDERSCHEIT, Bryan C. Gender differences in walking and running on level and inclined surfaces. **Clinical Biomechanics**. v. 23, p. 1260-1268, 2008.

CHUNG, M. J.; WANG, M. J. Gender and walking speed effects on plantar pressure distribution for adults aged 20-60 years. **Ergonomics**. v. 55, n. 2, p. 194-200, 2012.

CHRIST, C. B.; BOILEAU, R. A.; SLAUGHTER, M. H.; STILLMAN, R. J.; CAMERON, J. A.; MASSEY, B. H. Maximal voluntary isometric force production characteristics of six muscle groups in women aged 25 to 74 years. **American Journal of Human Biology.** v. 4, p. 537-545, 1992.

CHRISTIANSEN, C. L. The effects of hip and ankle stretching on gait function of older people. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.** v. 89, p. 1421-1428, 2008.

CRISTOPOLISKI, F.; BARELA, J. A.; LEITE, N.; FOWLER, N. E.; RODACKI, A. L. Stretching exercise program improves gait in the elderly. **Gerontology.** v. 55, n. 6, p. 614-620, 2009.

CROCE, Ugo Della; RILEY, Patrick O.; LELAS, Jennifer L.; KERRIGAN, D. Casey. A refined view of determinants of gait. **Gait and Posture.** v. 14, p. 79-84, 2001.

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.

DAVIS HAMMONDS, A. L.; LAUDNER, K. G.; MCCAW, S.; MCLODA, T. A. Acute lower extremity running kinematics after a hamstring stretch. **Journal of Athletic Training.** v. 47, n. 1, p. 5-14, 2012.

DE LUCA, Carlo J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of Applied Biomechanics.** v. 13, p. 135-163, 1997

DEVITA, Paul; HORTOBAGYI, Tibor. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. **Journal of Applied Physiology.** v. 88, p. 1804-1811, 2000.

EVANS, Jonathan M.; ZAVAREI, Keyvan; LELAS, Jennifer J.; RILEY, Patrick O.; KERRIGAN, D. C. Reduce hip extension in the elderly: dynamic or postural? **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.** v. 84, p. A15, 2003.

FELAND, J. Brent; MYRER, J. W.; MERRILL, R. M. Acute changes in hamstring flexibility: PNF versus static stretch in senior athletes. **Physical Therapy in Sports.** v. 2, p. 186-193, 2001a.

FELAND, J. Brent; MYRER, J. William; SCHULTHIES, Shane S.; FELLINGHAM, Gill W.; MEASOM, Gary W. The effect of duration of stretching of the hamstring muscle group for increasing range of motion in people aged 65 years or older. **Physical Therapy.** v. 81, n. 5, p. 1110-1117, 2001b.

FERBER, R.; OSTERNIG, L. R.; GRAVELLE, D. C. Effect of PNF stretch techniques on knee flexor muscle EMG activity in older adults. **Journal of Electromyography and Kinesiology.** v. 12, p. 391-397, 2002.

FRANZ, Jason R.; LYDDON, Nicholas E.; KRAM, Rodger. Mechanical work performed by the individual legs during uphill and downhill walking. **Journal of Biomechanics**. v. 45, p. 257-262, 2012.

FREITAS, Thais Helena de. **Estudo da marcha de indivíduos normais durante a caminhada em esteira com e sem inclinações, por meio da força de reação do solo e atividade eletromiográfica**. Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica, Universidade do Vale do Paraíba, 2004.

GAJDOSIK, R. L.; VANDER LINDEN, D. W.; MACNAIR, P. J.; RIGGIN, T. J.; ALBERTSON, J. S.; MATTICK, D. J.; WEGLEY, J. C. Slow passive stretch and release characteristics of the calf muscle of older women with limited dorsiflexion range of motion. **Clinical Biomechanics**. v. 19, n. 4, p. 398-406, 2004.

GIANNINI, Sandro; CATANI, Fábio; BENEDETTI, Maria Grazia; LEARDINI, Alberto. **Gait analysis: methodologies and clinical applications**. Amsterdã: IOS Press, 1994.

GOTTSCHALL, J. S.; NICHOLS, T. R. Neuromuscular strategies to transitions between levels and hill surfaces during walking. **Philosophical Transactions of The Royal Society B**. v. 366, p1565-1579, 2011.

GUIMARÃES, Joanna M. N.; FARINATTI, Paulo de Tarso V. Análise descritiva de variáveis teoricamente associadas ao risco de quedas em mulheres idosas. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**. v. 11, n. 5, p. 299-305, 2005.

HALBERTSMA, Jan P. K.; VAN BOLHUIS, Annette I.; GÖEKEN, Ludwig N. H. Sport stretching: effect on passive muscle stiffness of short hamstrings. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v. 77, p. 688-692, 1996.

HALL, Susan J. **Biomecânica básica**. 3^a ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

HARLEY, C.; WILKIE, R. M.; WANN, J. P. Stepping over obstacles: attention demands and aging. **Gait and Posture**. v. 29, n. 3, p. 428-432, 2009.

HESSERT, Mary Jo; VYAS, Mitul; LEACH, Jason; HU, Kun; LIPSITZ, Lewis; NOVAK, Vera. Foot pressure distribution during walking in young and old adults. **Geriatrics**. v.5, n. 8, p. 2-14, 2005.

HIROSE, Daisuke; ISHIDA, Kenji; NAGANO, Yasunori; TAKAHASHI, Toshiaki; YAMAMOTO, Hiroshi. Posture of the trunk in the sagittal plane is associated with gait in community-dwelling elderly population. **Clinical Biomechanics**. v. 19, p. 57-63, 2004.

HONEYCUTT, Patrícia H.; RAMSEY, Priscilla. Factor contributing to falls in elderly men living in the community. **Geriatric Nursing**. v. 23, n. 5, 2002.

HOLT, K. G.; JENG, S. F.; RATCLIFFE, R.; HAMILL, J. Stability as a constraint on preferred frequency of human walking: implications for motor control and coordination. In: **Abstracts of International Society of Biomechanics XIV Congress**. p. 803, 1993.

HORTOBAGYI, Tibor; SOLNIK, Stanislaw; GRUBER, Allison; RIDER, Patrick; STEINWEG, Ken; HELSETH, Joseph; DEVITA, Paul. Interaction between age and gait velocity in the amplitude and timing of antagonist muscle coactivation. **Gait and Posture**. v. 29, p. 558-564, 2009.

HSIAO, Elizabeth T.; ROBINOVITCH, Stephen N. Biomechanical influences on balance recovery by stepping. **Journal of Biomechanics**. v. 32, p. 1099-1106, 1999.

HUNT, Adrienne E.; DAVIS, Glen M.; LLOYD, David G.; SVENSSON, Noel L. Gait characteristics and range of motion in young versus elderly woman. In: **Abstracts of International Society of Biomechanics XIV Congress**. p. 803, 1993a.

HUNT, Adrienne E.; DAVIS, Glen M.; LLOYD, David G.; SVENSSON, Noel L. Assessments of joint flexibility and gait kinematics in young versus elderly woman. In: **Abstracts of International Society of Biomechanics XIV Congress**. p. 803, 1993b.

HUNTER, L. C.; HENDRIX, E. C.; DEAN, J. C. The cost of walking downhill: is the preferred gait energetically optimal? **Journal of Biomechanics**. v. 43, p. 1910-1915, 2010.

HUNTER, D. Glenn; COVENEY, Vince; SPRIGGS, Jonathon. Investigation into the effect of static stretching on the active stiffness and damping characteristics of the ankle joint plantar flexors. **Physical Therapy in Sports**. v. 2, p. 15-22, 2001.

HURD, Wendy J.; CHMIELEWSKI, Terese L.; AXE, Michael J.; DAVIS, Irene; SNYDER-MACKLER, Lynn. Differences in normal and perturbed walking kinematics between male and female athletes. **Clinical Biomechanics**. v. 19, p. 465-472, 2004.

JUDGE, James Oat. Balance training to maintain mobility and prevent disability. **American Journal of Preventive Medicine**. v. 25, n. 3, p. 150-156, 2003.

KANG, Hyun Gu; DINGWELL, Jonathan B. Effects of walking speed, strength and range of motion on gait stability in healthy older adults. **Journal of Biomechanics**. v. 48, p. 2899-2905, 2008.

KAWAMURA, Kenji; TOKUHIRO, Akihiro; TAKECHI, Hideo. Gait analysis of slope walking: a study on step length, stride width, time factors and deviation in the center of pressure. **Acta Medica Okayama**. v.45, n. 3, p. 179-184, 1991.

KEMOUN, Gilles; THOUMIE, Philippe; BOISSON, Dominique; GUIEU, Jean Daniel. Ankle dorsiflexion delay can predict falls in the elderly. **Journal of Rehabilitation Medicine**. v. 34, p. 278-283, 2002.

KERNOZEK, T. W.; LAMOTT, E. E. Comparisons of plantar pressures between the elderly and young adults. **Gait and Posture**. v. 3, p. 143-148, 1995.

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. **Archive of Physical Medicine and Rehabilitation**. v. 84, p. 1-6, 2003.

KERRIGAN, D. C.; LEE, L. W.; COLLINS, J. J.; RILEY, P. O.; LIPSITZ, L. A.; Reduce hip extension during walking: healthy elderly and fallers versus young adults. **Archive of Physical Medicine and Rehabilitation**. v. 82, p. 26-30, 2001a.

KERRIGAN, D. C.; RILEY, P. O.; LELAS, J. L.; DELLA CROCE, U. Quantification of pelvic rotation as a determinant of gait. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v. 82, p. 217-220, 2001b.

KERRIGAN, D. C.; TODD, M. K.; DELLA CROCE, U.; 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, p. 317-322, 1998.

KIRKWOOD, Renata Noce; TREDE, Renato Guilherme; MOREIRA, Bruno de Souza; KIRKWOOD, Scott Alexander; PEREIRA, Leani Souza Máximo. Decreased gastrocnemius temporal muscle activation during gait in elderly woman with history of recurrent falls. **Gait and Posture**. v. 34, p. 60-64, 2011.

KIRSCH, R. F.; WEISS, P. L.; DANNENBAUM, R. M.; KEARNEY, R. E. Effect of maintained stretch on the range of motion of the human ankle joint. **Clinical Biomechanics**. v. 10, n. 3, p. 166-168, 1995.

KIRTLER, Chris. **Clinical analysis: theory and practice**. Churchill Livingstone: Elsevier, 2006.

KO, Seung-uk; TOLEA, Magdalena I.; HAUSDORFF, Jeffrey M.; FERRUCCI, Luigi. Sex-specific differences in gait patterns of healthy older adults: results from the Baltimore Longitudinal Study of Aging. **Journal of Biomechanics**. v. 44, p. 1974-1979, 2011.

KOMARA, Francis A. The slippery slope: reducing fall risk in older adults. **Primary Care: Clinics in Office Practice**. v. 32, 683-697, 2005.

KOSTER, A.; CASEROTTI, P.; PATEL, K. V.; MATTHEWS, C. E.; BERRIGAN, D.; VAN DOMELEN, D. R.; BRYCHTA, R. J.; CHEN, K. Y.; HARRIS, T. B. Association of Sedentary Time with Mortality Independent of Moderate to Vigorous Physical Activity. **PLoS ONE**. v. 7, n. 6, 2012.

KUBO, Keitaro; KANEHISA, Hiroaki; FUKUNAGA, Tetsuo. Effects of viscoelastic properties of tendon structures on stretch-shortening cycle exercise in vivo. **Journal of Sports Science**. v.23, n.8, p. 851-860, 2005.

KUBO, Keitaro; KANEHISA, Hiroaki; FUKUNAGA, Tetsuo. Gender differences in the viscoelastic properties of tendo structures. **European Journal of Applied Physiology**. v. 88, p. 520-526, 2003.

KUBO, Keitaro; KANEHISA, Hiroaki; FUKUNAGA, Tetsuo. Effect of stretching training on the viscoelastic properties of human tendo structures in vivo. **Journal of Applied Physiology**. v. 92, p. 595-601, 2002.

KUBO, Keitaro; AKIMA, Hiroshi; KOUZAKI, Motoki; ITO, Masamitsu; KAWAKAMI, Yasuo; KANEHISA, Hiroaki; FUKUNAGA, Tetsuo. Changes in the elastic properties of tendon structures following 20 days bed-rest in humans. **European Journal of Applied Physiology**. v. 83, p. 463-468, 2000.

KUBO, Keitaro; KAWAKAMI, Yasuo; FUKUNAGA, Tetsuo. Influence of elastic properties of tendo structures on jump performance in humans. **Journal of Applied Physiology**. v. 87, p. 2090-2096, 1999.

LAMOUREUX, Escosse; SPARROW, William A.; MURPHY, Aron; NEWTON, Robert U. The effect of improved strength on obstacle negotiation in community-living older adults. **Gait and Posture**. v. 17, p. 273-283, 2003.

LAN, Ching; LAI, Jin-Shin; CHEN, Ssu-Yuan; WONG, May-Kuen. Tai chi chuan to improve muscular strength and endurance in elderly individuals: a pilot study. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v. 81, p. 604-607, 2000.

LAY, Andrea N.; HASS, Chris J.; GREGOR, Robert J. The effects of sloped surfaces on locomotion: a kinematic and kinetic analysis. **Journal of Biomechanics**. v. 39, p. 1621-1628, 2006.

LAROCHE, Dain P.; MILLETT, Erica D.; KRALIAN, Rachel J. Low strength is related to diminished ground reactions forces and walking performance in older women. **Gait and Posture**. v. 33, n. 4, p. 668-672, 2011.

LEE, Laura W.; KERRIGAN, D. Casey; CROCE, Ugo Della. Dynamic implications of hip flexion contractures. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**. v. 76, p. 502-508, 1997.

LIN, Ruey-Mo; CHANG, Guan-Liang; CHANG, Li-Tung. Biomechanical properties of muscle-tendon unites under higer speed passive stretch. **Clinical Biomechanics**. v. 14, p. 412-417, 1999.

LEROUX, Alain; FUNG, Joyce; BARBEAU, Hugues. Postural adaptation to walking on inclined surface: I. Normal strategies. **Gait and Posture**. v. 15, p. 64-74, 2002.

LUGADE, Vipul; LIN, Victor. Center of mass and base of support interaction during gait. **Gait Posture**. v. 33, p. 406-411, 2011.

MACKY, Dawn C.; ROBINOVITCH, Stephen N. Mechanisms underlying age-related differences in ability to recover balance with ankle strategy. **Gait and Posture**. v. 23, 59-68, 2006.

MAGNUSSON, Peter S.; SIMONSEN, Erik B.; AAGAARD, Per; DYHRE-POULSEN, Poul; MCHUGH, Malachy P.; KJAER, Michael. Mechanical and physiological responses to stretching with and without preisometric contraction in human skeletal muscle. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v. 77, p. 373-378, 1996.

MAREK, Sarah M.; CRAMER, Joel T.; FINCHER, A. Louise; MASSEY, Laurie L.; DANGELMAIER, Suzanne M.; PURKAYASHTA, Sushmita; FITZ, Kristi A.; CULBERTSON, Julie Y. Acutes effects of static and proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on muscle strength and power output. **Journal of Athletic Training**. v. 40, n. 2, p. 94-103, 2005.

MARINS, João C. Bouzas; GIANNICHI, Ronaldo S. **Avaliação e prescrição de atividade física: guia prático**. 2^a ed. Rio de Janeiro: Shape, 1998.

MATTES, Aaron L. Active isolated stretching. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**. v.1, n.1, 28-33, 1996.

MCINTOSH, Andrew S.; BEATTY, Karen T.; DWAN, Leanne N.; VICKERS, Deborah R. Gait dynamics on inclined walkway. **Journal of Biomechanics**. v. 39, p. 2491-2502, 2006.

MINETTI, Alberto E.; MOIA, Christian; ROI, Giulio S.; SUSTA, Da Vide; FERRETTI, Guido. Energy cost of walking and running at extreme uphill and downhill slopes. **Journal of Applied Physiology**. v. 93, p. 1039-1046, 2002.

MONACO, Vito; GHIONZOLI, Alessio; MICERA, Silvestro. Age-related modifications of muscle synergies and spinal cord activity during locomotion. **Journal of Neurophysiology**. v. 104, p. 2092-2102, 2010.

MROZOWSKI, Jerzy; AWREJCEWICZ, Jan. Changes in the gait caused by external load, ground slope and velocity variation. **Community Nonlinear Science Numerical Simulation**. v. 16, p. 2313-2318, 2011.

MURRAY, M. Patrícia; KORY, Ross C.; CLARKSON, Bertha H. Walking patterns in healthy old men. **Journal of Gerontology**. v. 24, 169-178, 1969.

MUSCARITOLI, M.; LUCIA, S.; MOLFINO, A.; CEDERHOLM, T.; ROSSI FANELLI, F. Muscle atrophy in aging and chronic diseases: it is sarcopenia or cachexia. **International Emergency Medicine**. no prelo, 2012.

NIGG, B. M.; FEDEROLF, P.; LANDRY, S. C. Gender differences in lower extremity gait biomechanics during walking using an unstable shoe. **Clinical Biomechanics**. v. 25, n. 10, 2010.

NOBLE, J. W.; RITSMA, B. R.; FRANK, J. S.; PRENTICE, S. D. Locomotor strategies for walking up inclined surfaces in older adults. Abstract from: **14th Conference of the Canadian Society for Biomechanics**, 2006. Waterloo, ON, Canada.

NYMARK, Jennifer R.; BALMER, Suzanne J.; MELIS, Elen H.; lamaire, Edward D.; MILLAR, Shawn. Electromyographic and kinematic nondisabled gait differences at extremely slow overground and treadmill walking speeds. **Journal of Rehabilitation Research and Development**. v. 42, n. 4, p. 523-534, 2005.

OWINGS, T. M.; GRABINER, M. D. Variability of step kinematics in Young and older adults. **Gait and Posture**. v. 20, n. 1, p. 26-29, 2004.

PARDINI, R.; MATSUDO, S. M.; ARAÚJO, T.; MATSUDO, V.; ANDRADE, E.; BRAGGION, G.; ANDRADE, D.; OLIVEIRA, L.; FIGUEIRA JR., A.; RASO, V. Validação do questionário internacional de nível de atividade física (IPAQ - versão 6): estudo piloto em adultos jovens brasileiros. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**. v. 9, n. 3, p. 45-51, 2001.

PEDRINELLI, André; GARCEZ-LEME, Eugênio; NOBRE, Ricardo do Serro Azul. O efeito da atividade física no aparelho locomotor do idoso. **Revista Brasileira de Ortopedia**. v. 44, n. 2, p. 96-101, 2009.

PEREIRA, S. R. M.; BUKSMAN, S.; PERRACINI, M.; PY, L.; BARRETO, K. M. L.; LEITE, V. M. M. Quedas em idosos. **Sociedade Brasileira de Geriatria e Gerontologia**. Elaboração final: 16 de Junho de 2001.

PERRY, J. **Análise de Marcha**. Vol. 1. Marcha Normal. Barueri, SP: Manole, 2005.

PERSCH, N. L., **Efeitos do treinamento de força muscular sobre os parâmetros da marcha associados ao risco de quedas em idosas**. Dissertação de mestrado em Educação Física, Universidade Federal do Paraná, 2008.

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.

PRINCE, François; CORRIVEAU, Hélène; HÉBERT, Réjan; WINTER, David A. Gait in elderly. **Gait and Posture**. v. 5, p. 128-135, 1997.

PROHASKA, Thomas R.; ANDERSON, Lynda A.; HOOKER, Steven P.; HUGHES, Susan L.; BELZA, Basia. Mobility and aging: transference to transportation. **Journal of Aging Research**. Editorial, p. 1-3, 2011.

REDFERN, Mark S.; DIPASQUALE, James. Biomechanics of descending ramps. **Gait and Posture**. v. 6, p. 119-125, 1997.

RILEY, Patrick O.; CROCE, Ugo Della; KERRIGAN, D. Casey. Effect of age on lower extremity joint moment contributions to gait speed. **Gait and Posture**. v.14, p. 264-270, 2001.

ROBERTSON, D.G.E.; CALDWELL, G.E.; HAMILL, J.; KAMEN, G.; WHITTLESEY, S.N. **Research methods in biomechanics**. United States: Human Kinetics. 2004.

RODACKI, A. L. F.; SOUZA, R. M.; UGRINOWITSCH, C.; CRISTOPOLISKI, F.; FOWLER, N. Transient effect of stretching exercises on gait parameters of elderly women. **Manual Therapy**. v. , n. , p. 1-6, 2008.

RONSKY:, J. L.; NIGG, B. M.; FISHER, V. Correlation between physical activity and the gait characteristics and ankle joint flexibility of the elderly. **Clinical Biomechanics**. v.10, n. 1, p. 41-49, 1995.

ROIG, Marc; MACINTYRE, Donna L.; ENG, Janice J.; NARICI, Marco V.; MAGANARIS, Constantinos N.; REID, W. Darlene. Preservation of eccentric strength in older adults: evidence, mechanisms and implications for training and rehabilitation. **Experimental Gerontology**. v. 45, n. 6, p. 400-409, 2010.

ROSE, Jessica; GAMBLE, James G. **Human walking**. 2^a edição. Baltimore : Williams & Wilkins, 1994.

SADEGHI, Heydar; ALLARD, Paul; PRINCE, Francois; LABELLE, Hubert. Symetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. **Gait and Posture**. v. 12, p. 34-45, 2000.

SANTOS, Flávia Heloísa dos; ANDRADE, Vivian Maria; BUENO, Orlando Francisco Amodeo. Envelhecimento: um processo multifatorial. **Psicologia em Estudo**. v. 14, n. 1, p. 3-10, 2009.

SAWICKI, Gregory S.; FERRIS, Daniel P. Powered ankle exoskeletons reveal the metabolic cost of plantar flexor mechanical work during walking with longer steps at constant step frequency. **The Journal of Experimental Biology**. v. 212, p. 21-31, 2008.

SCARBOROUGH, Donna Moxley; KREBS, David E.; HARRIS, Bette Ann. Quadriceps muscle strength and dynamic stability in elderly persons. **Gait & Posture**. v. 10, 10-20, 1999.

SCHUBACK, Birgit; HOOPER, Julie; SALISBURY, Lisa. A comparison of a self-stretch incorporating proprioceptive neuromuscular facilitation components and a therapist-applied PNF-technique on hamstring flexibility. **Physiotherapy**. v. 90, p. 151-157, 2004.

SEENE, Teet; KAASIK, Priit. Role of exercise therapy in prevention of decline in aging muscle function: glucocorticoid myopathy and unloading. **Journal of Aging Research**. no prelo, 2012.

SHEPHARD, Roy J. Aging, physical activity and health. Champaign: Human Kinetics, 1997.

SILVA, Tatiana Alves de Araújo; FRISOLI JR, Alberto; PINHEIRO, Marcelo Medeiros; SZEJNFELD, Vera Lúcia. Sarcopenia associada ao envelhecimento: aspectos etiológicos e opções terapêuticas. **Revista Brasileira de Reumatologia**. v. 46, n. 6, p. 391-397, 2006.

SILVA NETO, L. S.; KARNIKOWISKI, M. G.; TAVARES, A. B.; LIMA, R. M. Association between sarcopenia, sarcopenic obesity, muscle strength and quality of life variables in elderly women. **Revista Brasileira de Fisioterapia**. v. 13, 2012.

SOUZA, Ricardo Martins de; RODACKI, André Luiz Félix. Análise da marcha no plano inclinado e declinado de adultas e idosas com diferentes volumes de atividades semanais. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**. v.18, n. 4, p. 180-184, 2012.

SOUZA, Ricardo Martins de. **Efeito agudo do alongamento na marcha das idosas**. Dissertação de mestrado em Educação Física, Universidade Federal do Paraná 2006.

SPERNOGA, Scott G.; UHL, Timothy L.; ARNOLD, Brent L.; GANSNEDER, Bruce M. Duration of maintained hamstring flexibility after one-time, modified hold-relax stretching protocol. **Journal of Athletic Training**. v. 36, n. 1, p. 44-48, 2001.

SUTHERLAND, D. The development of mature gait. **Gait and Posture**. v. 6, p. 163-170, 1997.

SUN, Wei; WATANABE, Misuzu; HIROTA, Chika; TANIMOTO, Yoshimi; KONO, Rei; TAKASAKI, Kyosuke; KONO, Koichi. Obstacle-negotiating gait and related physical measurement indicators for the community-dwelling elderly in Japan. **Archives of Gerontology and Geriatrics**. v. 50, p. 41-45, 2010.

SUN, J.; WALTERS, M.; SVENSSON, N.; LLOYD, D. The influence of surface slope on human gait characteristics: a study of urban pedestrian walking on an inclined surface. **Ergonomics**. v. 39, n. 4, p. 677-692, 1996.

TAYLOR, Dean C.; DALTON, James D.; SEABER, Anthony V.; GARRETT, William E. Viscoelastic properties of muscle-tendon units: the biomechanical effects of stretching. **The American Journal of Sports Medicine**. v.18, n. 3, p. 300-309, 1990.

THACKER, S. B.; GILCHRIST, D. F.; KIMSEY JR., C. D. The impact of stretching on sports injury risk: a systematic review of the literature. **Medicine and Science in Sports and Exercise**. v. 36, n. 3, p. 371-378, 2004.

THIES, S. B.; JONES, R. K.; KENNEY, L. P.; HOWARD, D.; BAKER, R. Effects of ramp negotiation, paving type and shoe sole geometry on toe clearance in young adults. **Journal of Biomechanics**. v. 44, n. 15, p. 2679-2684, 2011.

TIMMIS, M. A.; BUCKLEY, J. G. Obstacle crossing during locomotion: visual exproprioceptive information is used in an online mode to update foot placement before the obstacle but not swing trajectory over it. **Gait and Posture**. v. 36, n. 1, p. 160-162, 2012.

TOSCANO, Guy; WINDAU, Janice. Fatal work injuries: results from the 1992 national census. **Monthly Labor Review**, p. 39-48, 1993.

TRIBESS, Sheilla; VIRTUOSO JR, Jair Sindra; OLIVEIRA, Ricardo Jacó de. Atividade física como preditor de ausência de fragilidade de idosos. **Revista da Associação Médica Brasileira**. v. 58, n. 3, p. 341-347, 2012.

UEMURA, K.; YAMADA, M.; NAGAI, K.; ICHIHASHI, N. Older adults at high risk of falling need more time for anticipatory postural adjustment in the precrossing phase of obstacle negotiation. **Journal of Gerontology and Biological Science and Medicine Science**. v. 66, n. 8, p. 904-909, 2011.

VALE, A.; BUCKLEY, J. G.; ELLIOTT, D. B. Gait alterations negotiating a raised surface induced by monocular blur. **Optometry and Vision Science**. v. 85, n. 12, p. 1128-1134, 2008.

VAN DIEËN, Jaap H.; 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.

VAUGHAN, Christopher L.; DAVIS, Brian L.; O'CONNOR, Jeremy C. **Dynamics of human gait**. Champaign: Human Kinetics, 1993.

VIEL, Eric. **A marcha humana, a corrida e o salto: biomecânica, investigações, normas e disfunções**. Barueri: Manole, 2001.

WALL-SCHEFFLER, Cara M.; CHUMANOV, Elizabeth; STEUDEL-NUMBERS, Karen; HEIDERSCHEIT, Bryan. EMG activity acrossgait and incline: the impact of muscular activityon human morphology. **American Journal of Physical Anthropology**. v. 143, n. 4, p. 601-611, 2010.

WATELAIN, Eric; BARBIER, Franck; ALLARD, Paul; THEVENON, André; ANGUÉ, Jean-Claude. Gait pattern classification of healthy elderly men based on biomechanical data. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**. v. 81, p. 579-586, 2000.

WATKINS, James. **Structures and functions of the musculoskeletal system**. Champaign: Human Kinetics, 1999.

WINEGARD, K. J.; HICKS, A. L.; SALE, D. G.; VANDERVOORT, A. A. A 12-year follow-up study of ankle muscle function in older adults. **Journal of Gerontology and Biological Science and Medicine Science**. v. 51, p. 202-207, 1996.

WINTER, David A. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait and Posture**. v. 3, p. 193-214, 1995

WINTER, David A. Foot trajectory in human gait: a precise and multifactorial motor control task. **Journal of American Physical Therapy Association**. v. 72, p. 45-53, 1992.

WINTER, David A. **The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological**. 2^a ed. Waterloo: University of Waterloo Press, 1991.

WHITTINGTON, Ben; SILDER, Amy; HEIDERSCHEIT, Bryan; THELEN, Darryl G. The contribution of passive-elastic mechanism to lower extremity joint kinetics during human walking. **Gait and Posture**. v. 27, p. 628-634, 2008.

WOLF, Steven L.; BARNHART, Huimnan X.; KUTNER, Nancy G.; MCNEELY, Elizabeth; COOGLER, Carol; XU, Tingsen; Atlanta FICSIT Group. Reducing frailty and falls in older persons: an investigation of tai chi computerized balance training. **Journal of American Geriatric Society**. v. 51, p. 1794-1803, 2003.

ZAKAS, Athanasios; DOGANIS, George; PAPAKONSTANDINOU, Vasilios; SENTENDILIS, Thomas; VAMVAKOUDIS, Eustratios. Acute effect of estatic stretching duration on isokinetic peak torque production of soccer player. **Journal of Bodywork and Movement Therapies**. v. 46, n. 4, p. 617-622, 2006.

ZAKAS, Athanasios; BALASKA, Panagiota; GRAMMATIKOPOULOU, Maria G.; ZAKAS, Nikolaos; VERGOU, Aikaterini. Acute effects of stretching duration of range of motion of elderly woman. **Journal of Bodywork and Movements Therapies**. v. 9, p. 270-276, 2005a.

ZAKAS, Athanasios. The effect of stretching duration on the lower extremity flexibility of adolescent soccer players. **Journal of Bodywork and Movements Therapies**. v. 9, p. 220-225, 2005b.

ZAKAS, Athanasios; GALAZOULAS, Christos; GRAMMATIKOPOULOU, Maria G; VERGOU, Aikaterini. Effects of stretching exercise during strength training in prepubertal, pubertal and adolescent boys. **Journal of Bodywork and Movements Therapies**. v. 6, n. 3, p. 170-176, 2001.

ANEXOS

ANEXO 1

QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL - DE ATIVIDADE FÍSICA (versão 6)

Adaptado de Pardini et al., Revista Brasileira de Ciência e Movimento, v.9, n.3, p.45-51, 2001.

Nós queremos saber quanto tempo você gasta fazendo atividade física em uma semana NORMAL. Por favor responda cada questão mesmo que considere que não seja ativo. Para responder considere as atividades como meio de transporte, no trabalho, exercício e esporte.

1a. Em quantos dias de uma semana normal, você realiza atividades **LEVES** ou **MODERADAS** por pelo menos 10 minutos, que façam você suar **POUCO** ou aumentam **LEVEMENTE** sua respiração ou batimentos do coração, como nadar, pedalar ou varrer:

- (a) _____ dias por **SEMANA**
- (b) Não quero responder
- (c) Não sei responder

1b. Nos dias em que você faz este tipo de atividade, quanto tempo você gasta fazendo essas atividades **POR DIA**?

- (a) _____ horas _____ minutos
- (b) Não quero responder
- (c) Não sei responder

2a . Em quantos dias de uma semana normal, você realiza atividades **VIGOROSAS** por pelo menos 10 minutos , que façam você suar **BASTANTE** ou aumentem **MUITO** sua respiração ou batimentos do coração, como correr e nadar rápido ou fazer jogging:

- (a) _____ dias por **SEMANA**
- (b) Não quero responder
- (c) Não sei responder

2b. Nos dias que você faz este tipo de atividades quanto tempo você gasta fazendo essas atividades **POR DIA**?

- (a) _____ horas _____ minutos
- (b) Não quero responder
- (c) Não sei responder

ATIVIDADE FÍSICA NO TRABALHO

1a. Atualmente você trabalha ou faz trabalho voluntário fora de sua casa?

Sim () Não ()

1b. Quantos dias de uma semana normal você trabalha?

_____ dias

Durante um dia normal de trabalho, quanto tempo você gasta:

1c . Andando rápido: _____ horas _____ minutos

1d. Fazendo atividades de esforço moderado como subir escadas ou carregar pesos leves: ____ horas ____ minutos

1e. Fazendo atividades vigorosas como trabalho de construção pesada ou trabalhar com enxada, escavar:
____ horas ____ minutos

ATIVIDADE FÍSICA EM CASA

Agora, pensando em todas as atividades que você tem feito **em casa** durante uma semana normal:

2a . Em quantos dias de uma semana normal você faz atividades dentro da sua casa por pelo menos 10 minutos de esforço moderado como aspirar, varrer ou esfregar:
(a) ____ dias por **SEMANA**
(b) Não quero responder
(c) Não sei responder

2b. Nos dias que você faz este tipo de atividades quanto tempo você gasta fazendo essas atividades **POR DIA**?
____ horas ____ minutos

2c. Em quantos dias de uma semana normal você faz atividades no jardim ou quintal por pelo menos 10 minutos de esforço **moderado** como varrer, rastelar, podar:
(a) ____ dias por **SEMANA**
(b) Não quero responder
(c) Não sei responder

2d. Nos dias que você faz este tipo de atividades quanto tempo você gasta **POR DIA**?
____ horas ____ minutos

2e. Em quantos dias de uma semana normal você faz atividades no jardim ou quintal por pelo menos 10 minutos de esforço **vigoroso** ou forte como carpir, arar, lavar o quintal:
(a) ____ dias por **SEMANA**
(b) Não quero responder
(c) Não sei responder

2f. Nos dias que você faz este tipo de atividades quanto tempo você gasta **POR DIA**?
____ horas ____ minutos

ATIVIDADE FÍSICA COMO MEIO DE TRANSPORTE

Agora pense em relação a caminhar ou pedalar para ir de um lugar a outro em uma semana normal.

3a. Em quantos dias de uma semana normal você caminha de forma rápida por pelo menos 10 minutos para ir de um lugar para outro? (Não inclua as caminhadas por prazer ou exercício)

- (a) _____ dias por **SEMANA**
- (b) Não quero responder
- (c) Não sei responder

3b. Nos dias que você caminha para ir de um lugar para outro quanto tempo **POR DIA** você gasta caminhando?

(Não inclua as caminhadas por prazer ou exercício)
_____ horas _____ minutos

3c. Em quantos dias de uma semana normal você pedala rápido por pelo menos 10 minutos para ir de um lugar para outro? (Não inclua o pedalar por prazer ou exercício)

- (a) _____ dias por **SEMANA**
- (b) Não quero responder
- (c) Não sei responder

3d. Nos dias que você pedala para ir de um lugar para outro quanto tempo **POR DIA** você gasta pedalando? (Não inclua o pedalar por prazer ou exercício)

_____ horas _____ minutos

ANEXO 2

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO UTILIZADO NOS DOIS ESTUDOS REALIZADOS NA PRESENTE TESE.

Nós, Prof. Ricardo Martins de Souza e Prof. André L. F. Rodacki, pesquisadores da Universidade Federal do Paraná, estamos convidando a Senhora a participar de um estudo intitulado “ANÁLISE DO PADRÃO DA MARCHA DE JOVENS E IDOSAS NO TERRENO PLANO E INCLINADO” que irá avaliar a forma como você anda, durante a subida e descida de uma rampa. Isso é importante pois nos ajudará a desenvolver pesquisas que ajudem a tornar o ambiente mais seguro e acessível aos idosos.

- a) Caso você participe da pesquisa, será necessário responder a um questionário que irá avaliar a quantidade total de atividade física que você pratica em uma semana normal, a fim de ajudar-nos a descobrir se essas atividades, podem ou não melhorar sua capacidade de realizar as tarefas do dia-a-dia.
- b) Para tanto você deverá comparecer uma única vez no Centro de Estudos do Comportamento Motor do Departamento de Educação Física da UFPR, na rua Coração de Maria, nº 92, próximo ao km 95 da BR 116, no Jardim Botânico para a sessão de avaliação da marcha por aproximadamente 60 minutos.
- c) É possível que a Senhora experimente algum desconforto, principalmente relacionado ao ato de precisar subir e descer a rampa. Entretanto, você irá dispor do período que achar necessário para descanso entre as atividades, pois isso não influencia de forma alguma a avaliação realizada.
- d) Os riscos relacionados ao estudo podem ser: cansaço pela realização da atividade ou incomodo de andar com os pés descalços (apesar de todo o local contar com superfície emborrachada).
- e) Os benefícios esperados com essa pesquisa são: o de compreender a forma como os idosos se locomovem em rampas, de ajudar na criação de rampas mais eficientes e seguras e o de avaliar a importância da atividade física no cumprimento das atividades diárias. No entanto, nem sempre você será diretamente beneficiado com o resultado da pesquisa, mas poderá contribuir para o avanço científico

Comitê de Ética em Pesquisa do Setor de Ciências da Saúde da UFPR
Telefone: (41) 3360-7259 e-mail: cometica.saude@ufpr.br

Rubricas:
Sujeito da Pesquisa e /ou responsável legal _____
Pesquisador Responsável _____
Orientador _____ Orientado _____

- f) Os pesquisadores Prof. Ricardo Martins de Souza e André Luiz Félix Rodacki, professores de Educação Física e responsáveis pela pesquisa (Tel. 3361-4333 e 9901-7413) poderão ser contatados (Centro de Estudos do Comportamento Motor do Departamento de Educação Física da UFPR, na rua Coração de Maria, nº 92, próximo ao km 95 da BR 116, no Jardim Botânico, de segunda a sexta, das 9h00 as 17h00) para esclarecer eventuais dúvidas que a Sra. possa ter e fornecer-lhe as informações que queira, antes, durante ou depois de encerrado o estudo.
- g) A sua participação neste estudo é voluntária e se você não quiser mais fazer parte da pesquisa poderá desistir a qualquer momento e solicitar que lhe devolvam o termo de consentimento livre e esclarecido assinado.
- h) As informações relacionadas ao estudo poderão ser conhecidas por pessoas autorizadas (apenas os pesquisadores responsáveis). No entanto, se qualquer informação for divulgada em relatório ou publicação, isto será feito sob forma codificada, para que a **sua identidade seja preservada e seja mantida a confidencialidade**.
- i) As despesas necessárias para a realização da pesquisa não são de sua responsabilidade e pela sua participação no estudo você não receberá qualquer valor em dinheiro. Você terá a garantia de que durante todos os procedimentos os pesquisadores responsáveis estarão presentes e que problemas decorrentes do estudo serão tratados sob a responsabilidade de tais pesquisadores.
- j) Quando os resultados forem publicados, não aparecerá seu nome, e sim um código.

Eu, _____ li esse termo de consentimento e compreendi a natureza e objetivo do estudo do qual concordei em participar. A explicação que recebi menciona os riscos e benefícios. Eu entendi que sou livre para interromper minha participação a qualquer momento sem justificar minha decisão e fui informado que serei atendido sem custos para mim se eu apresentar algum problema dos relacionados aos procedimentos do estudo.

Eu concordo voluntariamente em participar deste estudo.

(Assinatura do sujeito de pesquisa ou responsável legal)
Local e data

Assinatura do Pesquisador

ANEXO 3

TERMO DE APROVAÇÃO – COMITE DE ÉTICA

Universidade Federal do Paraná - Setor de Ciências da Saúde/ SCS - UFPR

PROJETO DE PESQUISA

Titulo: Análise da marcha de jovens e idosas no terreno plano e inclinado

Área Temática:

Pesquisador: Ricardo Martins de Souza

Versão: 2

Instituição: Universidade Federal do Paraná - Setor de Ciências da Saúde/ SCS

CAAE: 01817012.6.0000.0102

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

Número do Parecer: 28565

Data da Relatoria: 30/05/2012

Apresentação do Projeto:

O projeto em tela pretende analisar a marcha de mulheres jovens e idosas, em terreno plano e inclinado para possíveis alterações causadas na marcha de mulheres idosas e sua influência aguda e crônica na prática de atividades físicas.

Objetivo da Pesquisa:

Determinar o comportamento motor da marcha de mulheres adultas e idosas, no terreno plano e inclinado (subida e descida) e identificar possíveis alterações causadas na marcha das idosas em razão da influência crônica e aguda da prática de atividades físicas.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Os riscos e benefícios são descritos no projeto e foram alterados conforme solicitação anterior deste relator. As medidas para diminuição dos riscos também foram alteradas de acordo com solicitação do CEP.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

O projeto de pesquisa é de relevância científica para a área de estudo e segue os aspectos éticos preconizados na resolução 196/96

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Os Termos foram devidamente apresentados, de acordo com o protocolo estabelecido por este CEP.

Recomendações:

As recomendações foram totalmente atendidas pelo pesquisador.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Conforme parecer emitido anteriormente, o pesquisador atendeu todas as pendências apontadas. Desta forma, sou de parecer favorável à aprovação do projeto.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

Sendo que as pendências foram atendidas, o projeto está aprovado.

ANEXO 4

TRECHO DA NBR9050 QUE TRANSCORRE SOBRE OS LIMITES DE INCLINAÇÃO PARA A CONSTRUÇÃO DE RAMPAS DE ACESSO.

ABNT NBR 9050:2004

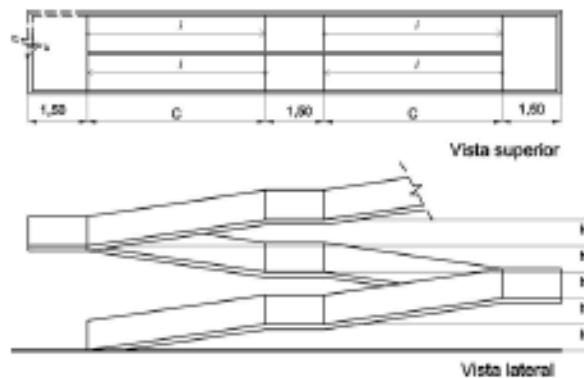


Figura 79 — Dimensionamento de rampas – Exemplo

6.5.1.2 As rampas devem ter inclinação de acordo com os limites estabelecidos na tabela 5. Para inclinação entre 6,25% e 8,33% devem ser previstas áreas de descanso nos patamares, a cada 50 m de percurso.

Tabela 5 — Dimensionamento de rampas

Inclinação admissível em cada segmento de rampa <i>i</i> %	Desniveis máximos de cada segmento de rampa <i>h</i> m	Número máximo de segmentos de rampa
5,00 (1:20)	1,50	Sem limite
5,00 (1:20) < <i>i</i> ≤ 6,25 (1:16)	1,00	Sem limite
6,25 (1:16) < <i>i</i> ≤ 8,33 (1:12)	0,60	15

6.5.1.3 Em reformas, quando esgotadas as possibilidades de soluções que atendam integralmente a tabela 5, podem ser utilizadas inclinações superiores a 8,33% (1:12) até 12,5% (1:8), conforme tabela 6.

Tabela 6 — Dimensionamento de rampas para situações excepcionais

Inclinação admissível em cada segmento de rampa <i>i</i> %	Desniveis máximos de cada segmento de rampa <i>h</i> m	Número máximo de segmentos de rampa
8,33 (1:12) ≤ <i>i</i> < 10,00 (1:10)	0,20	4
10,00 (1:10) ≤ <i>i</i> ≤ 12,5 (1:8)	0,075	1

6.5.1.4 A inclinação transversal não pode exceder 2% em rampas internas e 3% em rampas externas.

ANEXO 5

ROTINA DO MATHLAB PARA A NORMALIZAÇÃO DOS DADOS

```
function [dat_n]=normaliza_dados(dat);
[l,c]=size(dat);
n1=1;
n2=1;
dat_n=[];
for i=1:c
    mat=dat(:,i);
    dd=200*((n1-n1):(n2-n1))/(n2-n1);
    dd=dd';
    variavel=(mat(n1:n2,:));
    %flag=='spline';
    xx=0:200;
    pp=csaps(dd,variavel,1);
    pal=fnval(pp,xx);
    dat_n=[dat_n,(pal)'];
end
save 'dados_normaliz.txt' dat_n -ascii
```