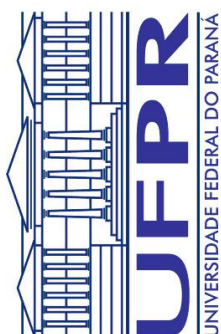
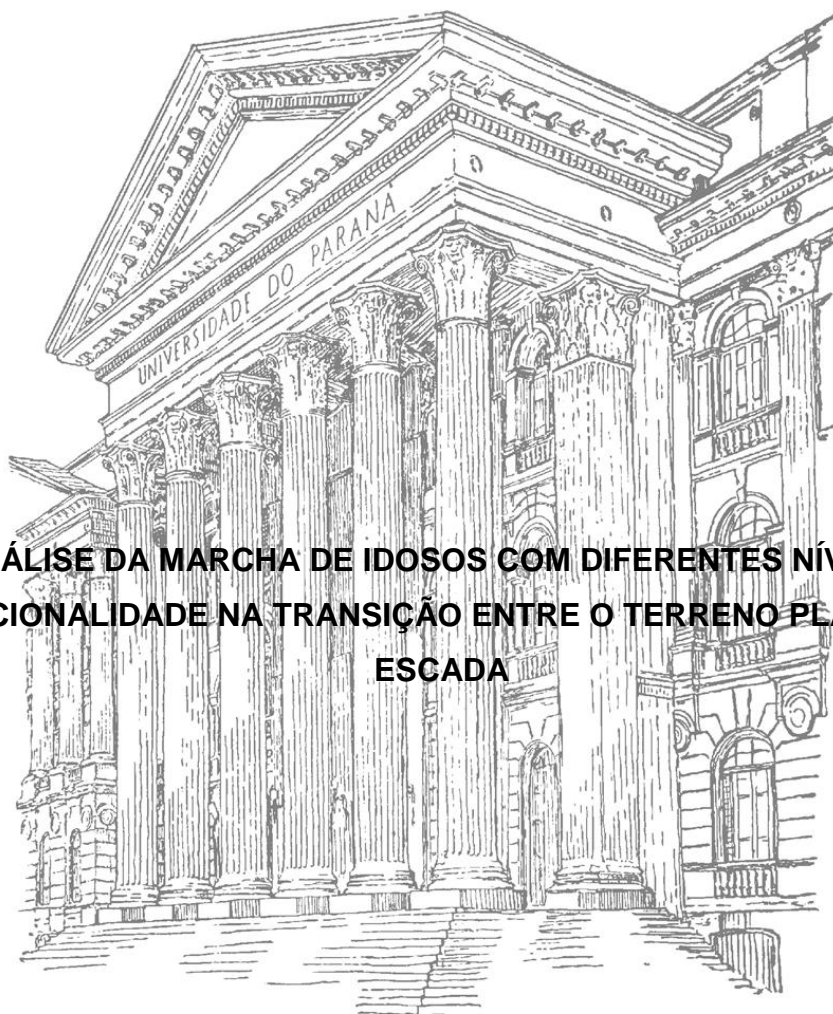


**UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ**  
**SETOR DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA**

**JULIA VERONESE MARCON DE CARLI**

**ANÁLISE DA MARCHA DE IDOSOS COM DIFERENTES NÍVENS DE  
FUNCIONALIDADE NA TRANSIÇÃO ENTRE O TERRENO PLANO E A  
ESCALADA**



**CURITIBA**

**2013**

**JULIA VERONESE MARCON DE CARLI**

**ANÁLISE DA MARCHA DE IDOSOS COM DIFERENTES NÍVEIS DE  
FUNCIONALIDADE NA TRANSIÇÃO ENTRE O TERRENO PLANO E A  
ESCADA**

**Dissertação apresentada como  
requisito parcial para a obtenção do  
Título de Mestre 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



Ministério da Educação  
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ  
Setor de Ciências Biológicas  
Programa de Pós-Graduação em Educação Física



## TERMO DE APROVAÇÃO

JÚLIA VERONESE MARCON DE CARLI

### **“Análise da marcha de idosos com diferentes níveis de funcionalidade na transição entre o terreno plano e a escada”**

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

Professor Dr. André Luiz Felix Rodacki  
Presidente/Orientador

Professor Dr. Gleber Pereira  
Membro Interno

Professora. Dra. Elisangela Ferretti Manffra  
Membro Externo

Curitiba, 27 de Março de 2013.

Dedico este trabalho ao meu marido, grande amor da minha vida, que foi meu  
alicerce nesta importante jornada.

## AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, Adelino Marcon e Silvana Veronese Marcon pelo eterno apoio às minhas escolhas, pelo amor incondicional em todas as horas, pelos princípios a mim transmitidos.

Ao meu esposo Thiago por toda a paciência, todo o amor, todo carinho, todo o afeto e toda a atenção creditadas a mim. Só quem está ao nosso lado todos os dias sabe por quantas intempéries passamos e o quão gratificante é encerrar mais este ciclo.

Às minhas irmãs, Laura e Vitória pelo apoio e incentivo mesmo à distância. Obrigada por trazerem alegria à minha vida e por tornarem cada etapa um momento especial. Meu amor por vocês é imensurável!

À minha segunda família: Neri, Edite, Emanuelle e Flávio, que estavam sempre prontos para uma palavra de apoio e incentivo

Aos meus avós Quinto Luiz Veronese e Maria Luiza Zaniol Veronese (*in memoriam*) por tudo o que representam na minha formação como ser humano e na minha vida.

Ao meu Orientador, Professor e “pai adotivo” André Luiz Felix Rodacki por ter me pego pela mão na graduação e ter me mostrado o caminho do conhecimento. Obrigada pelas horas dedicadas, pela oportunidade e confiança concedida e pelos ensinamentos transmitidos.

Agradeço especialmente à minha colega de laboratório, doutoranda e agora amiga Roberta Detânico, por ter dedicado seu tempo em me auxiliar na construção deste projeto e por estar sempre com um sorriso no rosto disposta a dar um conselho ou um abraço de conforto. Sem sua dedicação este trabalho não se concretizaria.

Aos demais colegas de laboratório que tornaram possível a conclusão deste trabalho e que são os responsáveis por tornarem os dias no laboratório muito mais agradáveis e divertidos. À Suelen por sua ajuda desde o início, sempre com uma

palavra ou gesto carinhoso; à Cristina, Angélica e ao Sergio por suas importantes contribuições e conselhos, não só para este trabalho, mas para a minha vida e carreira profissional; à Araceli e à Márcia, pelos sorrisos e pelo auxílio e apoio nesses últimos meses.

Às minhas “contemporâneas” de mestrado Renata, Leilane e Thais, por fazerem das disciplinas uma “obrigação agradável” e por compartilharem comigo dos momentos difíceis aos felizes durante esses 2 anos.

Às alunas Andressa e Maria Luiza pela ajuda em todas os dias de coleta de dados, por toda a disponibilidade, atenção, dedicação e carinho empenhados neste projeto.

À Professora Rosecler Vendruscolo por ter me despertado o interesse em trabalhar com idosos desde a graduação e, agora, ter aberto o caminho para convidar os integrantes do Projeto Sem Fronteiras a participarem deste trabalho.

Agradeço carinhosamente a todos os voluntários que dispuseram do seu tempo e confiaram em nosso trabalho. Obrigada pelos sorrisos, abraços e por todo o carinho transmitido. Com certeza é por eles e para eles que este trabalho foi feito.

Aos meus amigos, pelos momentos de descontração – mais do que necessários –, pelo carinho e atenção que só eles sabem dar e pela compreensão pela ausência nos últimos meses.

Por fim, a todos que direta ou indiretamente auxiliaram na conclusão deste projeto os meus sinceros agradecimentos.

## LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - DIVISÃO DIDÁTICA DOS PERÍODOS, TAREFAS E FASES DA MARCHA. ....	26
FIGURA 2 - PERÍODOS, TAREFAS E FASES DO CICLO DA MARCHA NA SUBIDA (A) E DESCIDA (B) DA ESCADA .....	28
FIGURA 3 - CARACTERIZAÇÃO DAS CURVAS DE FORÇAS DE REAÇÃO DO SOLO VERTICAIS ( $F_z$ ) E HORIZONTAIS ( $F_y$ ) .....	29
FIGURA 4 - EXEMPLO DE DIFERENÇAS NAS CURVAS DE FORÇA VERTICAL NA DESCIDA DA ESCADA .....	37
FIGURA 5: SISTEMA UTILIZADO NA SEGURANÇA DOS IDOSOS .....	39
FIGURA 6 - CICLO DA MARCHA NA SUBIDA DA ESCADA. O CICLO SE INICIA COM A SAÍDA DO PÉ ESQUERDO DO SOLO E TERMINA COM A SAÍDA DO PÉ ESQUERDO DA PLATAFORMA DO PRIMEIRO DEGRAU.....	41
FIGURA 7 - CICLO DA MARCHA NA DESCIDA DA ESCADA. O CICLO SE INICIA COM O TOQUE DO PÉ DIREITO NO PRIMEIRO DEGRAU E TERMINA COM O TOQUE DO PÉ DIREITO NO SOLO .....	42
FIGURA 8 - MODELO DE ESCADA UTILIZADA NO ESTUDO COM 4 DEGRAUS DE 17,5 CM DE ESPELHO E 29 CM DE PISO E COM INCLINAÇÃO DE $31^\circ$ .....	43
FIGURA 9 - CÂMERAS DO SISTEMA DE CAPTURA DE DADOS CINEMÁTICOS <i>PEAK VICON</i> .....	44
FIGURA 10 - MODELO BIOMECÂNICO PARA ANÁLISE DA MARCHA .....	45
FIGURA 11 - POSICIONAMENTO DAS PLATAFORMAS DE FORÇA NA ESCADA .....	46
FIGURA 12 - PARÂMETROS DE FORÇA VERTICAIS E ANTERO-POSTERIORES UTILIZADAS .....	49

FIGURA 13 - ÂNGULO DAS FORÇAS RESULTANTES NA FASE DE SAÍDA DO PÉ DA PLATAFORMA DE FORÇA .....	51
FIGURA 14 - COMPARAÇÃO DOS PICOS DE FORÇA VERTICAL ( $Fz1$ e $Fz2$ ) E HORIZONTAL ( $Fy1$ E $Fy2$ ) ENTRE OS GRUPOS COM BAIXO (GBF) E ALTO (GAF) NÍVEL DE FUNCIONALIDADE. * $p \leq 0,05$ .....	53
FIGURA 15 - TRAJETÓRIA DAS FRS DOS GRUPOS DE BAIXA (GBF) E ALTA (GAF) FUNCIONALIDADE .....	54
FIGURA 16 - COMPARAÇÃO DOS IMPULSOS VERTICAL ( $IFz$ ), HORIZONTAL ( $IFy1$ e $IFy2$ ) E RESULTANTE ( $IRFzy$ ) ENTRE OS GRUPOS COM BAIXO (GBF) E ALTO (GAF) NÍVEL DE FUNCIONALIDADE. $p \leq 0.05$ .....	54
FIGURA 17 - COMPORTAMENTO DAS ARTICULAÇÕES DO TORNOZELO (A), JOELHO (B) E QUADRIL (C) DOS GRUPOS COM BAIXO (GBF) E ALTO (GAF) NÍVEL DE FUNCIONALIDADE .....	56
FIGURA 18 - COMPORTAMENTO DAS ARTICULAÇÕES DO TORNOZELO (A), JOELHO (B) E QUADRIL (C) NA DESCIDA DA ESCADA ENTRE OS GRUPOS COM BAIXO (GBF) E ALTO (GAF) NÍVEL DE FUNCIONALIDADE. ....	59



## LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - DESCRIÇÃO DOS RESULTADOS FUNCIONAIS NOS GRUPOS COM BAIXO (GBF) E ALTO (GAF) NÍVEL DE FUNCIONALIDADE .....	40
TABELA 2 - IDADE E DADOS ANTROPOMÉTRICOS DOS GRUPOS COM BAIXO (GBF) E ALTO (GAF) NÍVEL DE FUNCIONALIDADE .....	52
TABELA 3 - PARÂMETROS CINÉTICOS DURANTE A SUBIDA ENTRE OS GRUPOS DE IDOSOS COM BAIXO (GBF) E ALTO (GAF) NÍVEL DE FUNCIONALIDADE .....	53
TABELA 4 - PARÂMETROS CINEMÁTICOS DURANTE A SUBIDA ENTRE OS GRUPOS DE IDOSOS COM BAIXO (GBF) E ALTO (GAF) NÍVEL DE FUNCIONALIDADE .....	55
TABELA 5 - PARÂMETROS CINÉTICOS DURANTE A FASE DE DESCIDA ENTRE OS GRUPOS DE IDOSOS COM BAIXO (GBF) E ALTO (GAF) NÍVEL DE FUNCIONALIDADE .....	57
TABELA 6 - PARÂMETROS CINEMÁTICOS DURANTE A DESCIDA ENTRE OS GRUPOS DE IDOSOS COM BAIXO (GBF) E ALTO (GAF) NÍVEL DE FUNCIONALIDADE .....	57

## RESUMO

Transpor escadas representa uma tarefa difícil e perigosa para os idosos e apresenta alto risco de quedas. O nível de funcionalidade do idoso é um fator determinante para sua independência e segurança na transposição de terrenos. Assim, o presente estudo teve por objetivo analisar a marcha de idosos com diferentes níveis de funcionalidade na transição entre o terreno plano e a escada na subida e na descida. Os dois primeiros e últimos degraus de uma escada são considerados degraus de transição pela literatura. Participaram do estudo 34 idosos, os quais foram divididos em dois grupos (técnica *K-means cluster*) de acordo com os resultados obtidos nos testes funcionais aplicados (Timed Up&Go e Five Times Sit to Stand), sendo o G1 o grupo com menores níveis de funcionalidade ( $n=13$ ,  $72.61 \pm 0.28$  anos) e o G2 o grupo com maior capacidade funcional ( $n=21$ ,  $69.14 \pm 4.96$  anos). A análise da subida e descida da escada foi feita através de um sistema de captura de movimento (Vicon) e de plataformas de força (AMTI) acopladas no solo e no primeiro degrau de uma escada com 4 degraus (17,5 cm altura x 29 cm largura e 31° de inclinação), sendo utilizada para análise das forças de reação do solo (FRS) apenas a plataforma do primeiro degrau. Para análise foi utilizada estatística descritiva e o teste “U” de Mann-Whitney, com  $p \leq 0.05$ . Na subida a velocidade de deslocamento, e o tempo de balanço foram maiores para o G2 ( $p \leq 0.05$ ). Os deslocamentos angulares não revelaram diferenças entre os grupos tanto na subida quanto na descida da escada. Em contrapartida, o G2 revelou maiores FRS verticais e menores impulsos na subida ( $p \leq 0.05$ ). Os grupos praticamente não revelaram diferenças nas aplicações de força no solo na descida da escada. Baseado nos resultados encontrados é possível concluir que as FRS são influenciadas pelo nível de funcionalidade do idoso e que podem influenciar no risco de quedas na subida da escada.

**Palavras chave: Idosos, Funcionalidade, escadas**

## **ABSTRACT**

Climb stairs represents a difficult and dangerous task for the elderly, and its performance depends on the functional ability level of the subject. The aim of this study was to analyze the stair transition gait of elderly with different levels of functionality. The two first and last steps of a stair are called transition steps by the literature. The sample was composed by 34 subjects, divided into two groups through Cluster techniques according the results of the functional tests applied (Timed Up&Go and sit to stand test), being G1 the group with less functionality ( $n=13$ ,  $72.61 \pm 0.28$  years) and G2 the group with larger functional capacity ( $n=21$ ,  $69.14 \pm 4.96$  years). The data was collected through a motion capture system (VICON) and two AMTI force plates (AMTI) coupled to ground and the first step of a staircase with 4 steps (17.5 cm high x 29 cm wide and  $31^\circ$  slope). The force plate placed on the first step was used to capture the ground reaction forces (GRF) data. The descriptive statistics and Mann-Whitney test was used ( $p \leq 0.05$ ). When climbing stairs, the speed and the swing phase were higher for G2 ( $p \leq 0.05$ ). The angular displacements revealed no differences between the groups at both up and downstairs. In contrast, G2 showed higher vertical GRF and lower impulses climbing stairs ( $p \leq 0.05$ ). Practically there were no differences between groups on the GRF downstairs. Based on these findings we concluded that the GRF are influenced by the subject functional abilities level and can influence the falling risk in the ascent of the stairs..

**Key-words: elderly, functionality, stairs**

## Sumário

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>13</b>
1.1 OBJETIVOS.....	15
1.1.1 Objetivo geral .....	15
1.1.2 Objetivos específicos .....	15
1.2 HIPÓTESES .....	16
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	<b>17</b>
2.1 ENVELHECIMENTO E RISCO DE QUEDAS .....	17
2.1.1 Envelhecimento e declínio da capacidade física.....	17
2.1.2 Quedas em idosos .....	19
2.1.3 Envelhecimento e funcionalidade.....	20
2.2 MARCHA EM ESCADAS.....	24
2.2.1 O risco de quedas na transposição entre o terreno plano e a escada .....	24
2.2.2 A biomecânica da marcha na escada .....	25
2.2.3 Alterações na marcha dos idosos .....	32
<b>3 MATERIAIS E MÉTODOS</b> .....	<b>36</b>
3.1 PARTICIPANTES .....	36
3.2 PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS .....	37
3.2.1 Procedimentos Preliminares .....	37
3.2.2 Coleta de dados .....	37
3.2.3 Processamento dos dados.....	40
3.3 INSTRUMENTAÇÃO .....	42
3.3.1 A escada .....	42
3.3.2 Testes funcionais .....	43
3.3.3 Sistema de captura .....	44

3.3.4 Plataformas de força .....	46
3.3.5 Balança e Estadiômetro .....	47
3.3.6 Paquímetro e fita métrica .....	47
3.4 VARIÁVEIS DO ESTUDO.....	47
3.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	51
<b>4. RESULTADOS.....</b>	<b>52</b>
<b>5 DISCUSSÃO .....</b>	<b>60</b>
5.1 Subida.....	60
5.2 Descida.....	64
<b>6 CONCLUSÃO .....</b>	<b>66</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>67</b>
<b>APÊNDICES .....</b>	<b>78</b>
APÊNDICE 1 .....	79
APÊNDICE 2 .....	82
APÊNDICE 3 .....	86
<b>ANEXOS .....</b>	<b>87</b>
ANEXO 1 .....	88
ANEXO 2 .....	92

## 1 INTRODUÇÃO

Diariamente o sistema locomotor humano é desafiado a transpor diferentes tipos e níveis de terreno. A transposição de planos por meio de escadas apresenta riscos, pois durante essa tarefa podem ocorrer acidentes como tropeços e quedas (NOBLE; PRENTICE, 2008; PRENTICE et al., 2004; REDFERN; DIPASQUALE, 1997). Especificamente, os primeiros e últimos três degraus da escada são considerados como transição e representam os locais de maior incidência de acidentes (70%) (TEMPLER et al. 1985), pois exigem ajustes biomecânicos por parte do sujeito para transitar entre os terrenos com segurança (SHEEHAN; GOTTSCHALL, 2012).

Para os idosos, a transposição de escadas também compreende uma tarefa difícil e perigosa. Aproximadamente um terço dos idosos reportam dificuldades com escadas, as quais se enquadram como principais locais de ocorrências de quedas em casa (GARCIA; LEME; LEME, 2006). Problemas ambientais como inclinação, iluminação fraca e pisos escorregadios são também importantes fatores que interferem na execução dessa tarefa (HARRIS et al., 1989; VAN DEN HOMBERGH et al., 1995; STARTZELL et al., 2000).

De acordo com o “U.S. Bureau of Labor Statistics” (2007/2010) um terço dos idosos manifesta ocorrência de quedas, sendo que em 2005, 15.802 adultos acima dos 65 anos morreram devido aos danos gerados por quedas nos Estados Unidos. Os custos com tratamentos médicos nas lesões causadas por quedas de idosos aproximaram-se de 19 bilhões de dólares em 2000 (CENTERS FOR DISEASE CONTROL AND PREVENTION, 2008). No Brasil, os números de quedas e os decorrentes gastos com saúde pública também são altos. Segundo o Ministério da Saúde, a cada ano o Sistema Único de Saúde (SUS) vêm registrando crescentes gastos com tratamento de fraturas consequentes de quedas em pessoas idosas. Em 2006 foram gastos R\$46 milhões com internações e em 2009 (até outubro), foram R\$57,61 milhões (MINISTÉRIO DA SAÚDE – GOVERNO FEDERAL, 2012). Dentre as mortes de idosos decorrentes de quedas, 10% ocorrem na transposição de escadas, sendo que 75% dos acidentes em escadas acontecem na descida (STARTZELL et al., 2000). O aumento na incidência de quedas com o

envelhecimento está atrelado a degeneração do sistema nervoso central e do sistema músculo-esquelético, a qual acarreta em um comprometimento na capacidade de geração de força e potência muscular e em reduções das amplitudes máximas de movimento (CANDOW; CHILIBECK, 2005; DELMONICO *et al.*, 2009; FRONTERA *et al.*, 2000; SHEPHARD, 1997; ALTER, 1999; PRINCE *et al.*, 1997). Tais alterações físicas comprometem a mobilidade e a funcionalidade dos idosos (BENTO *et al.*, 2010; PERSCH *et al.*, 2009; BEAN *et al.*, 2002; ALTER, 1999; VICENT *et al.*, 2002; HENWOOD *et al.*, 2006; FRONTERA *et al.*, 2000; CANDOW; CHILLIBECK, 2005; KALAPOTHARAKOS *et al.*, 2005).

Funcionalidade é definida como a capacidade do indivíduo realizar atividades do seu cotidiano de forma independente, como se alimentar, tomar banho, fazer tarefas domésticas, entrar em um ônibus, atravessar uma rua (FRIED *et al.*, 2004). Movimentos de deslocamento também são essenciais para a independência do idoso e determinam sua mobilidade (FOLDVARI *et al.*, 2000; GURALNIK; FRIED; SALIVE, 1996; MISZKO *et al.*, 2003). Limitações na capacidade de realizar atividades da vida diária e na mobilidade podem trazer prejuízos para a qualidade de vida do sujeito, diminuindo a sua independência (FRIED *et al.*, 2004; GURALNIK *et al.*, 1995). Devido à relação positiva existente entre o nível de funcionalidade, a preservação de algumas capacidades físicas como força, potência e mobilidade e o desempenho nas atividades do dia-a-dia, provavelmente idosos com maiores capacidades funcionais revelarão um melhor desempenho ao subir e descer escadas.

A mobilidade do idoso pode ser aferida quantitativamente através da análise biomecânica da marcha humana. Alguns estudos que analisaram a marcha de idosos na escada identificaram estratégias compensatórias ao envelhecimento tais como a diminuição na velocidade de subida e descida (LARSEN *et al.*, 2011; MIAN *et al.*, 2007; OH-PARK; WANG; VERGHESE, 2011), nos momentos articulares (REEVES *et al.*, 2008; 2009) e nas forças de reação do solo (STACOFF *et al.*, 2005; CHRISTINA; CAVANAGH, 2002; LARSEN *et al.*, 2008; REEVES *et al.*, 2008). Estas alterações de comportamento muitas vezes incidem em um aumento no risco de quedas durante os deslocamentos e refletem em uma diminuição da capacidade de reserva dos idosos, levando em consideração que seus valores máximos de velocidade, momentos e forças já são reduzidos devido aos processos

degenerativos associados à senescência (HORTOBÁGYI et al., 2003; REEVES et al., 2008;2009; LARSEN et al., 2008).

No intuito de minimizar os acometimentos físicos e melhorar a transposição de escadas, alguns estudos realizaram treinamentos com os idosos. Observou-se que o treinamento de potência e o treinamento específico de subir e descer escadas com sobrecarga revelaram os melhores ganhos em performance (LARSEN et al., 2011; BEAN et al., 2002), o que indica que idosos com melhores capacidades físicas apresentam melhores desempenhos ao subir e descer escadas. Dessa forma, como um melhor desempenho físico reflete em uma melhor funcionalidade, provavelmente a capacidade funcional influenciará nos parâmetros da marcha na escada de idosos.

## 1.1 OBJETIVOS

### 1.1.1 Objetivo geral

Analisar e comparar a marcha de idosos com diferentes níveis de funcionalidade na transição entre o terreno plano e a escada.

### 1.1.2 Objetivos específicos

Para que o objetivo geral do estudo seja cumprido, alguns objetivos específicos foram elaborados:

- Comparar os parâmetros cinéticos entre os dois grupos de diferentes funcionalidades na transição entre o terreno plano e a escada, na subida e descida.
- Comparar os parâmetros cinemáticos entre os dois grupos de diferentes funcionalidades na transição entre o terreno plano e a escada, na subida e descida.



## 1.2 HIPÓTESES

H<sub>1</sub> – Existem diferenças significativas entre os grupos de diferentes funcionalidades nas forças aplicadas no solo na transição entre o terreno plano e a escada na subida.

H<sub>2</sub> – Existem diferenças significativas entre os grupos de diferentes funcionalidades nos parâmetros espaço-temporais da marcha na transição entre o terreno plano e a escada na subida.

H<sub>3</sub> – Existem diferenças significativas entre os grupos de diferentes funcionalidades nos impulsos vertical, horizontal e resultante na transição entre o terreno plano e a escada na subida.

H<sub>4</sub> – Existem diferenças significativas entre os grupos de diferentes funcionalidades e o ângulo do vetor resultante das forças verticais e horizontais do solo na subida.

H<sub>5</sub> – Não existem diferenças significativas entre os grupos de diferentes funcionalidades nos deslocamentos angulares na transição a escada e o terreno plano na subida.

H<sub>6</sub> – Existem diferenças significativas entre os grupos de diferentes funcionalidades nas forças aplicadas no solo na transição entre a escada e o terreno plano na descida.

H<sub>7</sub> – Existem diferenças significativas entre os grupos de diferentes funcionalidades nas variáveis espaço-temporais da marcha na transição entre a escada e o terreno plano na descida.

H<sub>8</sub> – Não existem diferenças significativas entre os grupos de diferentes funcionalidades nos deslocamentos angulares na transição entre a escada e o terreno plano na descida.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 ENVELHECIMENTO E RISCO DE QUEDAS

Neste primeiro tópico serão apresentadas as consequências físicas do envelhecimento e sua relação com o risco de quedas e a capacidade funcional do idoso.

#### 2.1.1 Envelhecimento e declínio da capacidade física

Segundo dados do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE, 2010), mais de 20 milhões de pessoas compreendem a população brasileira acima de 60 anos, correspondendo a 11,6% do total da população. Esse fenômeno de aumento da população idosa não é isolado. Em 1998, os idosos representavam 10% da população mundial, e a previsão para 2025 e 2050 é que este número atinja 15% e 21% respectivamente. Essas alterações são decorrentes do aumento da expectativa de vida, que aumentou 20 anos desde 1950, e geram um grande impacto na economia dos países e em seus sistemas de saúde (ONU, 2003).

Os principais problemas relacionados ao envelhecimento são a degeneração do sistema nervoso central e do sistema músculo-esquelético, o que gera um comprometimento na capacidade de geração de força e potência pelo idoso (CLARK; MANINI, 2012). A redução de tais capacidades com o aumento da idade é chamada de *disfunção*, e traz consequências diretas na mobilidade (DELMONICO et al. 2009), funcionalidade e independência para realizar atividades do cotidiano (CLARK; MANINI, 2010).

Por muito tempo acreditou-se que a redução da massa muscular com o envelhecimento (*sarcopenia*) era o principal fator de diminuição de força. Entretanto, quando comparadas as velocidades de declínio de força e massa muscular, observa-se que a taxa de redução de força com o aumento da idade é de 2 a 5 vezes maior que a de massa muscular (DELMONICO et al., 2009; GOODPASTER et

*al.*, 2006). Idosos acima de 70 anos apresentam redução de 40-50% na força estática e dinâmica quando comparados aos jovens, entretanto a força excêntrica não apresenta redução expressiva (VANDERVOORT, 2002). Estudos recentes observaram que a redução da massa muscular explica apenas de 6 a 8% da diminuição da força, o que determina que existam outros fatores mais importantes na redução de força (CLARK; MANINI, 2012; DELMONICO *et al.*, 2009; NARICI *et al.*, 2003). Alterações neurais, como redução no recrutamento e sincronismo de ativação de unidades motoras e aumento de co-ativação da musculatura antagonista, têm se mostrado como os principais fatores interferentes na capacidade de geração de força muscular (CLARK; MANINI, 2010; CLARK; FIELDING, 2012; NARICI; MAGANARIS, 2006).

Além da diminuição da força, idosos também demonstram uma diminuição na capacidade de produzir potência, que é determinada pela habilidade de gerar trabalho por unidade de tempo e é calculada pelo produto entre força e velocidade. Embora relacionada com a quantidade de força produzida, a potência muscular é considerada separadamente, pois seu declínio é precipitado, sendo notado já a partir dos 50 anos de idade (BEAN *et al.*, 2002; METTER *et al.*, 1997). A diminuição na potência muscular é relacionada com a redução de fibras de contração rápida (BRUNNER *et al.*, 2007; LEXELL; TAYLOR, 1991), com as mudanças qualitativas nas propriedades de produção de força das fibras musculares (FRONTERA *et al.*, 2001), com a diminuição da frequência de disparo de unidades motoras (KAMEN *et al.*, 1995), e também com alterações na co-ativação da musculatura agonista/antagonista (HÄKKINEN *et al.*, 2001).

Além de diminuições de força e potência, o envelhecimento também traz uma diminuição das amplitudes máximas articulares devido à diminuição da quantidade de água e ao aumento de fibras colágenas no complexo músculo-tendíneo (ALTER, 1999; PRINCE *et al.*, 1997; SHEPHARD, 1997). Essa redução também é limitadora na geração de potência articular necessária para que o idoso transponha diferentes terrenos, principalmente na articulação do tornozelo (KERRIGAN *et al.*, 1998; ROSE; GAMBLE, 2006).

As reduzidas capacidades apresentadas pelos idosos indicam a necessidade de um esforço relativo muito maior para realizar tarefas quando

comparados a adultos jovens (HORTOBÁGYI *et al.*, 2003; LARSEN *et al.*, 2009; REEVES *et al.*, 2009; REEVES *et al.*, 2008; SAMUEL *et al.*, 2011). A diminuição da diferença entre o esforço produzido e o esforço máximo influencia diretamente nas estratégias adotadas pelos idosos para transpor terrenos com segurança (HORTOBÁGYI *et al.*, 2003; LARSEN *et al.*, 2009; REEVES *et al.*, 2009; REEVES *et al.*, 2008; SAMUEL *et al.*, 2011). Dessa forma, as reduções de força, potência e amplitudes articulares máximas também influenciam na mobilidade do idoso, sendo determinantes do seu nível de funcionalidade (BEAN *et al.*, 2002; ALTER, 1999).

### 2.1.2 Quedas em idosos

O número de quedas em idosos e os decorrentes gastos com saúde pública têm revelado altos valores nos últimos anos. Nos Estados Unidos, aproximadamente 33% dos idosos revelam ocorrência de quedas e os custos médicos devido a lesões causadas por quedas de idosos chegou a 19 bilhões de dólares em 2000 (U.S. BUREAU OF LABOR STATISTICS, 2007;2010; CENTERS FOR DISEASE CONTROL AND PREVENTION, 2008). No Brasil, idosos que relatam ao menos uma queda ao ano somam 27.6% da população idosa (SIQUEIRA *et al.*, 2011). Dentre eles, aproximadamente 10% têm como consequência lesões graves como fraturas e traumatismos, o que diminui sua mobilidade e independência (PERRACINI; RAMOS, 2002; SIQUEIRA *et al.*, 2011). Os gastos com saúde pública devido a quedas também são altos, atingindo R\$46 milhões em 2006. Dentre os idosos, as mulheres são as mais atingidas. Entre elas, foram 20.778 internações em 2009 (até outubro), sendo que o número de homens internados foi de 10.020. Em 2001 esses números eram menores, sendo 15 mil internações do sexo feminino e 7 mil do sexo masculino. Em 2005, 1.304 idosos faleceram por fratura de fêmur, e em 2009 esse número subiu para 1.478 (MINISTÉRIO DA SAÚDE – GOVERNO FEDERAL).

As quedas representam um dos problemas de saúde pública mais comuns enfrentados por idosos e estão associadas à mortalidade, morbidade, redução da capacidade funcional e institucionalização precoce (CUMMING *et al.*, 2000; CUMMINGS *et al.*, 1995; HAYES *et al.*, 1996; MASUD; MORRIS, 2001; RUBENSTEIN, 2006; SADIGH *et al.*, 2004; TINETTI, MARY; WILLIAMS, 1998).

Dentre as lesões mais graves decorrentes de quedas estão as fraturas de fêmur e quadril devido a lenta recuperação e vulnerabilidade para complicações pós-operatórias. Em muitos casos, fraturas de quadril resultam em óbito e entre aqueles que sobrevivem, muitos não recuperam sua mobilidade (CUMMINGS *et al.*, 1995; HAYES *et al.*, 1996; SADIGH *et al.*, 2004). Além disso, após um incidente de queda sem trauma físico, idosos apresentam perda de confiança e ficam mais hesitantes, o que gera uma perda de mobilidade e independência. Após uma queda, 48% dos idosos relatam medo de cair e 25% restringem suas atividades (CUMMING *et al.*, 2000; NEVITT *et al.*, 1989; TINETTI, MARY E *et al.*, 1994).

Queda é denominada como o deslocamento não-intencional do corpo para um nível inferior à posição inicial com incapacidade de correção em tempo hábil (PEREIRA *et al.*, 2001). Estudos recentes sobre quedas determinaram três grandes domínios de fatores causais: 1) fatores pessoais, como déficits neurológicos e fisiológicos, 2) fatores ambientais, como obstáculos e iluminação, 3) fatores comportamentais como escolhas e atividades praticadas (CHIBA *et al.*, 2005; CONNELL; WOLF, 1997; CUMMINGS *et al.*, 1995; SADIGH *et al.*, 2004).

### 2.1.3 Envelhecimento e funcionalidade

Funcionalidade ou capacidade funcional podem ser definidas como a capacidade do ser humano para realizar atividades normais da vida cotidiana de forma independente. Existem duas maneiras de se determinar as atividades do cotidiano. Atividades básicas da vida diária (AVD) são aquelas essenciais para a sobrevivência do indivíduo e presentes constantemente em seu dia a dia, como a capacidade de comer, tomar banho e trocar de roupas. Atividades instrumentais da vida diária (AIVD) são aquelas fundamentais para a vida em sociedade, como utilizar meios de transporte, fazer compras, carregar pesos leves e realizar tarefas domésticas. (FRIED *et al.*, 2004). Limitações na capacidade de realizar essas atividades podem trazer prejuízos para a qualidade de vida do sujeito, diminuindo a sua independência.

A mobilidade consiste em um importante indicador de funcionalidade, e engloba todo e qualquer movimento de deslocamento, como subir e descer escadas e caminhar pequenas e longas distâncias (FOLDVARI *et al.*, 2000; GURALNIK; FRIED; SALIVE, 1996; MISZKO *et al.*, 2003). Qualquer acometimento do sistema locomotor, como a perda de força e potência muscular, pode comprometer o desenvolvimento das AVD e AIVD (FOLDVARI *et al.*, 2000; GURALNIK; FRIED; SALIVE, 1996; MISZKO *et al.*, 2003), e conseqüentemente podem aumentar o risco de quedas (BEAN *et al.*, 2007; NEVITT *et al.*, 1989; TINETTI, MARY E; WILLIAMS, 1998).

A identificação precoce do declínio físico e a intervenção apropriada ajudam a prevenir problemas para caminhar e transitar entre terrenos que frequentemente resultam em quedas e em fragilidade física (GURALNIK *et al.*, 2000). Apesar do auto-relato ser amplamente utilizado em pesquisas e avaliações clínicas por sua facilidade de aplicação em menor tempo, os testes físicos possuem maior reprodutibilidade nas atividades usuais e são mais sensíveis às pequenas mudanças, além de menos influenciados por padrões cognitivos e culturais. Entre as desvantagens destes testes encontram-se a necessidade de treinamento dos avaliadores, a necessidade de espaço adequado e o risco de lesões (GURALNIK, 1997).

Existem inúmeras baterias de avaliações funcionais na literatura, entretanto entende-se que para subir escadas, as principais capacidades físicas necessárias são equilíbrio dinâmico, força e potência musculares (BEAN *et al.*, 2007; BOSSE *et al.*, 2012; CAVANAGH; MULFINGER; OWENS, 1997; GURALNIK *et al.*, 1995). Dessa forma, para avaliar o nível de funcionalidade dos idosos deste estudo foram selecionados os teste “Timed Up & Go” (TUG) e o “Five Times Sit to Stand” (FTSS).

### **Teste “Timed Up & Go” (TUG)**

O *Timed Up & Go (TUG)* é um teste que tem sido amplamente usado e recomendado pela literatura pois engloba um conjunto de ações rotineiras e fundamentais para uma mobilidade independente. O teste consiste em levantar de

uma cadeira, percorrer a distância de 3 metros, fazer meia volta, retornar a cadeira e sentar. Este teste avalia o equilíbrio na transferência da posição sentada para a posição em pé, estabilidade na deambulação e mudanças do curso da marcha sem utilizar estratégias compensatórias. No TUG, alguns autores referem que o tempo necessário para a finalização, em até 10 segundos é considerado normal para adultos saudáveis, independentes e sem risco de quedas. Tempos entre 11-20 segundos são esperados para idosos frágeis, com independência parcial e com alto risco de quedas. Acima de 20 segundos indica dificuldade importante da mobilidade física e risco de quedas (ALEXANDRE; MIZUTA, 2012; PODSIADLO; RICHARDSON, 1991).

O teste TUG é uma ferramenta simples e barata para averiguar risco de quedas (ALEXANDRE; MIZUTA, 2012; BEAUCHET *et al.*, 2011; RUBENSTEIN, 2006), pois como já foi citado, idosos apresentam uma diminuição no equilíbrio e velocidade de contração muscular com o envelhecimento, capacidades estas avaliadas pelo teste. O guia de prevenção de quedas formulado pelas Sociedades Geriátricas Americana, Britânica e Nordica recomendam o teste TUG para detectar a presença de distúrbios de equilíbrio e marcha em idosos (AMERICAN GERIATRICS SOCIETY, 2001).

Equilíbrio dinâmico pode ser definido como a capacidade de manter a postura durante o desempenho de uma atividade que tende a perturbar a orientação do corpo (FIGUEIREDO *et al.*, 2007). Agilidade e equilíbrio dinâmico são exigidos em muitas manobras da vida cotidiana como andar desviando de outras pessoas e obstáculos (mesas, cadeiras, etc.), deslocar-se carregando objetos, andar rapidamente pela casa para atender ao telefone ou campainha, descer do ônibus no tempo necessário, cozinhar.

Analisando a epidemiologia das quedas, os relatórios apontam que 50% ocorrem durante alguma forma de locomoção, pois os diferentes percursos impõem desafios como desviar de obstáculos, mudança de direção, alterações no comprimento do passo (WINTER, 1995). Agilidade está intimamente relacionada com outras capacidades físicas como força muscular, flexibilidade e velocidade (BARBANTI, 1997). O TUG engloba uma sequência de manobras funcionais usadas no cotidiano e por isso é indicado para detectar problemas de mobilidade entre os

idosos (BISCHOFF *et al.*, 2003). Manobras de mudança de direção resultantes em quedas são identificadas como preditoras de fratura de quadril (THIGPEN *et al.*, 2000). O teste TUG possui uma forte associação retrospectiva para determinar o risco de quedas, apresentando sensibilidade e especificidade de 87% (BEAUCHET *et al.*, 2011; SHUMWAY-COOK; BRAUER; WOOLLACOTT, 2000).

No presente estudo foi utilizada a versão do TUG validada para a população brasileira (CABRAL, 2011).

### **Teste “Five Times Sit to Stand” (FTSS).**

Levantar e permanecer em pé é uma das mais rotineiras atividades da vida diária (MCCARTHY *et al.*, 2004). A habilidade de levantar de uma cadeira ou da cama, embora pareça simples, é uma ação funcional que pode exigir muito do idoso, principalmente para aqueles acometidos por desordens músculo-esqueléticas ou neuromotoras (LUSARDI; PELLECCCHIA; SCHULMAN, 2003). Dessa forma, a realização dessa tarefa de forma eficaz é um indicador importante da independência física e pode ser uma medida do estado funcional. Csuka e McCarty (1985) foram pioneiros na padronização de um teste que utilizou essa tarefa para medida de força e torque de membros inferiores. Em seu estudo foi medido o tempo para realização de dez movimentos de levantar e sentar da cadeira em 139 sujeitos saudáveis, com idade entre 20 e 85 anos, de ambos os sexos, sendo encontrada correlação entre a idade e o tempo de realização do teste, sem diferença entre os sexos. Os resultados encontrados também se correlacionaram com os dados de força e torque dos músculos extensores e flexores do joelho de homens e mulheres, de várias idades. Entretanto para se evitar o efeito teto e devido a dificuldade de idosos com mais de 71 anos em concluir o teste em sua totalidade, foram necessárias algumas adaptações (GURALNIK *et al.*, 1994; RIKLI; JONES, 1999). Sendo assim, foram criados testes alternativos que abrangessem estas dificuldades, como o teste utilizado neste estudo, que calcula o tempo desenvolvido para sentar e levantar de uma cadeira 5 vezes (FTSS) (GURALNIK *et al.*, 1994; WHITNEY *et al.*, 2005). Estes testes representam uma alternativa simples e barata para a avaliação de força e



potência dos membros inferiores (LUSARDI; PELLECCIA; SCHULMAN, 2003; MCCARTHY *et al.*, 2004; ROGERS *et al.*, 2003; WHITNEY *et al.*, 2005).

A versão do FTSS utilizada neste estudo foi a utilizada por Whitney *et al.*, (2005), a qual possui as mesmas características do teste de sentar e levantar inserido na bateria de testes proposta por Guralnik *et al.* (1994).

## 2.2 MARCHA EM ESCADAS

Neste capítulo inicialmente serão elencados dados epidemiológicos sobre o risco de quedas em escadas. Em seguida será apresentada a biomecânica da marcha na subida e descida da escada e as diferenças apresentadas pelos idosos para cumprir com esta tarefa.

### 2.2.1 O risco de quedas na transposição entre o terreno plano e a escada

A utilização de escadas para locomoção entre planos é considerada como um fator ambiental complicador na incidência de quedas. Fatores ambientais são responsáveis por aproximadamente 31% das quedas de idosos (MASUD; MORRIS, 2001). Para esta população, transpor escadas compreende uma tarefa difícil e muitas vezes perigosa. Aproximadamente 10% dos acidentes com idosos ocorrem em escadas e um terço dos idosos que moram em casa revelam dificuldades em transitar entre terrenos. Tais dificuldades são determinadas, principalmente por deficiências visuais, locomotoras e neurológicas (STARTZELL *et al.*, 2000). Problemas ambientais como escadas muito íngremes, iluminação fraca e pisos escorregadios também interferem na segurança da transposição de escadas (HARRIS *et al.*, 1989; STARTZELL *et al.*, 2000; VAN DEN HOMBERGH *et al.*, 1995). Alguns autores relatam que esta tarefa é uma das cinco tarefas mais difíceis desempenhadas na terceira idade (WILLIAMSON; FRIED, 1996). Garcia; Leme; Leme (2006) realizaram um estudo retrospectivo com 56 idosos que sofreram fratura

de quadril secundária devido a quedas e constataram que a cozinha e as escadas são os principais locais de ocorrência desses eventos.

Além de exigir uma maior demanda musculoesquelética e cardiovascular, a locomoção em escadas requer informações dos sistemas proprioceptivo, visual e vestibular em vários estágios da tarefa (SIMONEAU *et al.*, 1991; TIEDEMANN; SHERRINGTON; LORD, 2007). Com avanço da idade, além do declínio músculo-esquelético ocorrem também deficiências no sistema sensorial, os quais são relacionados a dificuldade para locomoção em escada (STARTZELL *et al.*, 2000).

Nos Estados Unidos, mais de 78% dos indivíduos que morrem após quedas possuem 65 anos ou mais. Dentre eles, 10% morrem em consequência direta de queda em escada (STARTZELL *et al.*, 2000). Mulheres idosas que vivem sozinhas parecem ter risco aumentado para sérias lesões em escada (HEMENWAY *et al.*, 1994), além de serem mais inseguras para realizar esta tarefa (HAMEL; CAVANAGH, 2004).

É de considerável importância notar que acidentes durante a descida na escada são três vezes mais comuns do que durante a subida, apresentando incidência de 75% e 23% respectivamente (SVANSTROM, 1974; TINETTI; SPEECHLEY; GINTER, 1988). Entretanto deve-se ressaltar que acidentes na subida da escada geralmente são menos nocivos, o que pode indicar uma subnotificação dos relatos de acidentes nesta condição.

### 2.2.2 A biomecânica da marcha na escada

A análise biomecânica da marcha humana em diferentes planos consiste em uma importante medida quantitativa de mobilidade. Caminhar é um movimento natural e um dos mais comuns do ser humano, utilizado como meio de deslocamento seguro e eficaz entre um lugar e outro. Sua versatilidade funcional permite uma acomodação do corpo com relação a mudanças de superfícies, degraus e obstáculos. Aprende-se a andar nos primeiros anos de vida, sendo que o padrão maduro é atingido aos 7 anos e mantido até os 60. A partir dessa idade, o

então idoso já começa a apresentar uma queda de performance (PRINCE et al, 1997; PERRY, 2005; ROSE e GAMBLE, 2006).

A marcha no plano já está bem caracterizada e apresenta parâmetros confiáveis para comparação com outras condições, como a escada (PERRY, 2005; ROSE; GAMBLE,2006; WINTER, 1990). Dessa forma, a análise da biomecânica da marcha durante a subida e descida da escada é realizada por meio da utilização de alguns conceitos criados para análise da marcha no plano, como o conceito de passada, a divisão das fases do ciclo e a caracterização das curvas de força de reação do solo (FRS).

Apesar de natural, a marcha é um movimento complexo, onde músculos, ossos e articulações atuam em conjunto no intuito de deslocar o corpo da maneira mais eficiente possível. Assim, para uma melhor análise, divide-se o ciclo em períodos, tarefas e fases (FIGURA 1).

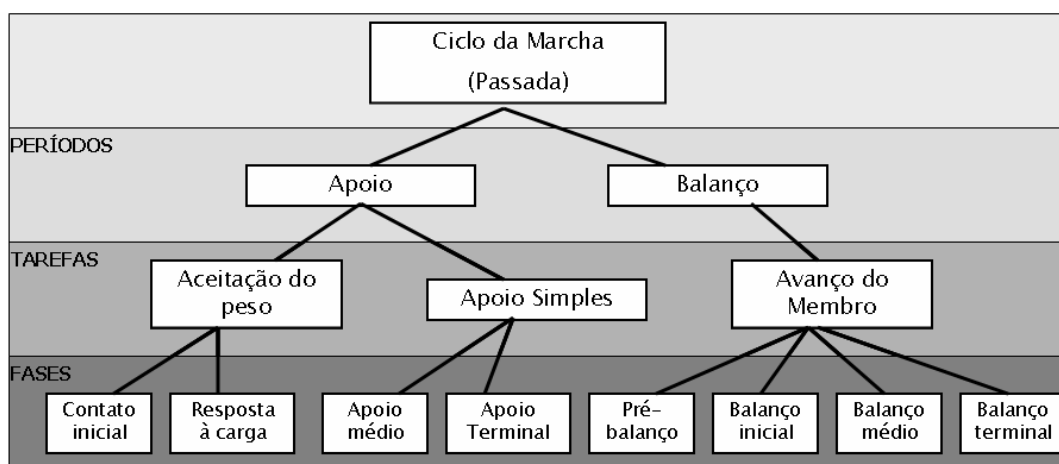


FIGURA 1: DIVISÃO DIDÁTICA DOS PERÍODOS, TAREFAS E FASES DA MARCHA.  
 FONTE: Adaptado de Perry (2005).

A passada compreende um ciclo de marcha no qual um membro sai de uma posição e chega a mesma posição (PERRY, 2005). Geralmente o contato inicial do pé com a superfície é padronizado como início do ciclo, o qual termina com o contato do mesmo pé com a superfície. Entretanto essa determinação não é uma regra, sendo que qualquer outra fase pode ser determinada como início e fim da passada.

Inicialmente, fragmenta-se o ciclo em dois períodos: apoio e balanço, onde apoio são os períodos de contato dos pés com o solo e balanço é designado pelo período no qual os pés estão no ar para o avanço do membro. A duração de cada período depende da atividade realizada e também da população estudada. Na marcha do plano, padroniza-se que o tempo de apoio compreende 60% do total do ciclo e o tempo de balanço 40% do total do ciclo (PERRY, 2005). Para a subida da escada esses valores se alteram, sendo 65% do total do ciclo destinado ao apoio e 35% para o balanço (ZACHAZEWSKI; RILEY; KREBS, 1993). Na descida a relação entre tempo de apoio e balanço compreende 68% - 32% respectivamente (ZACHAZEWSKI; RILEY; KREBS, 1993). As características da população estudada também interfere na duração dos períodos da marcha. Os valores apresentados acima representam uma população jovem e saudável, entretanto crianças, idosos, indivíduos que fazem utilização de próteses, ou que possuem problemas neurais e/ou fisiológicos apresentam diferentes distribuições dos tempos de apoio e balanço. Os idosos, mesmo sem complicações de mobilidade, já revelam diferenças nas proporções entre tempo de apoio e balanço, geralmente apresentando maiores valores de apoio e menores de balanço. Essas diferenças encontradas na distribuição do ciclo da marcha representam diferentes estratégias adotadas pelos diferentes grupos no intuito de realizar a tarefa de maneira segura (HICKS-LITTLE *et al.*, 2012; MICHEL-PELLEGRINO *et al.*, 2008; PERSCH *et al.*, 2009).

Os períodos são divididos em três tarefas básicas: aceitação de peso, apoio simples e avanço do membro. A aceitação de peso inicia o período de apoio, o apoio simples dá continuidade ao apoio e o avanço do membro começa na fase final do apoio. Cada uma dessas tarefas compreende algumas fases da marcha. As fases da marcha tem um objetivo funcional e um padrão crítico de movimento seletivo sinérgico. É a combinação sequencial dessas fases que permite ao membro a realização da passada. Na tarefa de aceitação de peso, distingui-se duas fases: o contato inicial do pé com a superfície, que identifica o momento quando o pé acaba de tocar o solo e a resposta à carga, que compreende o contato do pé com o solo até a saída do outro pé para o balanço. A tarefa de apoio simples compreende três fases: apoio médio, apoio terminal e pré-balanço. A fase de apoio médio se inicia quando o outro pé é elevado e continua até que o peso do corpo seja alinhado sobre o antepé. O apoio terminal tem início na saída do calcanhar do solo até o toque do

outro pé no solo. A terceira tarefa se relaciona a fase de balanço do membro (avanço do membro) e engloba as seguintes fases: pré-balanço, balanço inicial, balanço médio e balanço terminal. O pré-balanço nesta tarefa compreende o contato inicial do membro oposto e a saída do pé de apoio do solo. O balanço inicial, médio e terminal são divisões espaciais da fase de balanço da perna, o qual se inicia com a elevação do pé do solo e finaliza com o toque do mesmo pé no solo novamente (PERRY, 2005; ROSE; GAMBLE, 2006; WINTER, 1990). Diferentes distribuições percentuais nos períodos do ciclo da marcha também podem determinar diferenças percentuais nas distribuições temporais das tarefas. A Figura 2 demonstra os períodos e tarefas da marcha aplicados a subida e descida da escada.

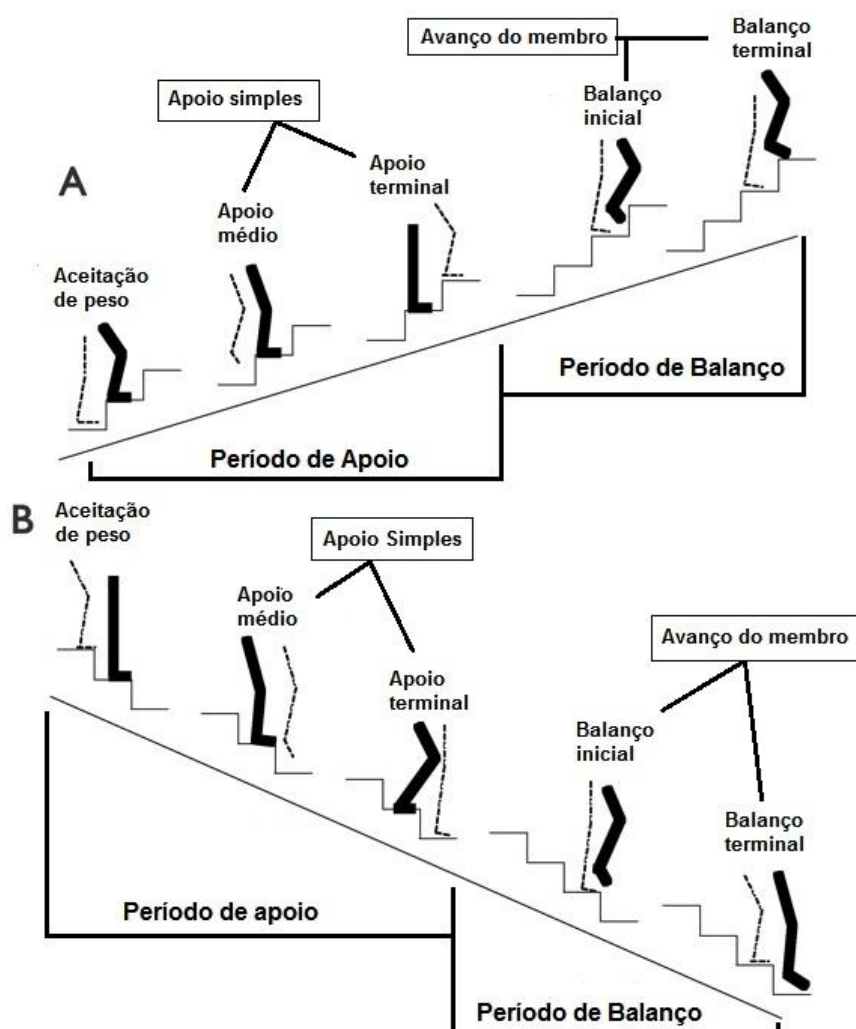


FIGURA 2: PERÍODOS, TAREFAS E FASES DO CICLO DA MARCHA NA SUBIDA (A) E DESCIDA (B) DA ESCADA.  
 FONTE: O autor (2013).

### - As Forças de Reação do Solo (FRS) no plano, na subida e na descida da escada

As forças aplicadas no solo durante a marcha podem ser aferidas com plataformas de força, e são representadas em três dimensões: verticais (eixo z), medio-laterais (eixo x) e antero-posteriores (eixo y). A interpretação das curvas de FRS na marcha no terreno plano também foram extrapoladas para análise da subida e descida da escada. No presente estudo serão analisadas as curvas de forças verticais ( $F_z$ ) e horizontais ( $F_y$ ), que estão esquematizados na Figura 3.

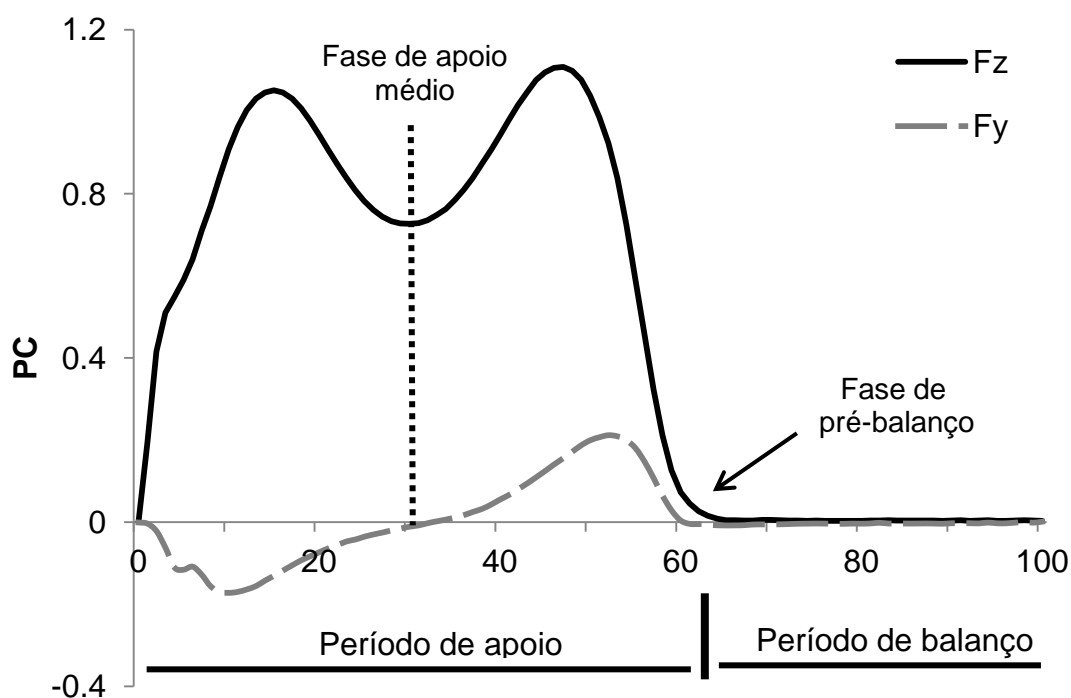


FIGURA 3: CARACTERIZAÇÃO DAS CURVAS DE FORÇAS DE REAÇÃO DO SOLO VERTICAIS ( $F_z$ ) E HORIZONTAIS ( $F_y$ ).  
FONTE: O autor (2013)

As forças de reação do solo, verticais ( $F_z$ ) durante a marcha são caracterizadas por duas fases: do contato do pé com o solo até a fase de apoio médio e do apoio médio até a saída do pé do solo, ou pré balanço (FIGURA 3) (CHAO *et al.*, 1983). Na primeira fase ocorre a aceitação do peso e as forças verticais atingem seu pico quando todo o peso corporal é transferido para a perna de

apoio associado a uma aceleração do centro de massa. Em seguida há uma queda das forças verticais para níveis abaixo do peso corporal devido a flexão do joelho no apoio médio e a passagem da perna de balanço. A segunda fase se inicia em seguida com um novo pico de força acima do peso corporal, havendo então a extensão da perna e a saída do pé, movimento este que “empurra” o corpo para cima (WINTER, 1990). As FRS horizontais ( $F_y$ ) são caracterizadas por uma força negativa inicial de desaceleração do corpo no contato inicial do pé com o solo (WINTER, 1990). A área abaixo desta curva de força multiplicada pelo tempo da curva é denominada impulso de frenagem. Durante a fase de apoio médio, as FRS horizontais se tornam positivas e nesse momento inicia-se o movimento de saída do pé, acelerando o corpo a frente para o início de um novo passo (WINTER, 1990; ROSE; GAMBLE, 1994). Esta nova relação positiva entre força e tempo é chamada de impulso propulsivo.

Na subida da escada, as FRS são modificadas a fim de cumprir as demandas da tarefa. Durante a subida, as FRS verticais se alteram suavemente, alcançando picos similares a marcha no plano, mas com um pouco de atraso temporal (RIENER; RABUFFETTI; FRIGO, 2002). Na descida o primeiro pico vertical é maior que na marcha no plano e o segundo pico é menor (CHRISTINA; CAVANAGH, 2002). As forças horizontais também revelam diferenças. Durante a subida, os impulsos de frenagem e propulsivos são menores do que os encontrados na marcha no plano. Entretanto, durante a descida, o impulso de frenagem é igual ao do plano, mas o impulso propulsivo é menor (CHRISTINA; CAVANAGH, 2002; RIENER; RABUFFETTI; FRIGO, 2002). De forma geral, as FRS horizontais na subida são similares a caminhada no plano, enquanto na descida, é maior no começo do apoio no intuito de frear o movimento.

#### **- O comportamento dos deslocamentos angulares na marcha do plano, na subida e na descida da escada.**

Os ângulos das articulações durante a marcha no plano são coordenadas para impulsionar o corpo a frente, transpor a perna de balanço e posicionar o pé para o contato com o solo. Na fase de pré-balanço, é necessário que a passagem do

pé esteja livre para permitir a realização do balanço a frente. Isto é alcançado por meio da flexão do quadril, joelho e tornozelo, os quais levantam o pé e a perna e os posicionam a frente. O quadril mantém sua flexão durante o balanço enquanto o joelho diminui sua flexão e o tornozelo retorna a posição neutra para realizar o toque do pé com o solo. Após o toque do calcanhar com o solo, a primeira metade do período de apoio é caracterizada pela extensão do quadril enquanto o corpo se move sobre o pé de apoio. Nesta fase também há uma menor flexão do joelho para auxiliar na aceitação do peso e uma extensão passiva do tornozelo. Em seguida o tornozelo flexiona de acordo com a translação do corpo sobre o pé de apoio. Durante a segunda metade do período de apoio, o quadril continua a estender, mas o joelho e o tornozelo também estendem, acelerando o corpo para o início de um novo balanço (WINTER, 1990; PERRY, 2005).

A marcha na escada demanda mudanças nos ângulos articulares devido às restrições impostas pela estrutura física. Durante a subida, o quadril está mais flexionado durante o balanço para trazer a perna para o degrau seguinte. A descida exige uma maior flexão do quadril durante o balanço inicial no intuito de evitar o degrau intermediário e uma maior extensão durante o balanço terminal para alcançar o degrau abaixo. Ainda na descida, o quadril se mantém mais estendido durante a fase inicial do apoio, mas finaliza o apoio em flexão. Em similaridade com o quadril, a articulação do joelho durante a subida atinge maior flexão durante a fase de balanço e apoio. Durante a descida, o joelho possui maior flexão durante o balanço inicial, retornando para os valores normais durante o balanço terminal e então flexionando novamente durante o período de apoio. Na subida, a articulação do tornozelo inicia o movimento de balanço com uma maior extensão que durante a marcha no plano, mas termina o movimento com maior flexão devido a necessidade de posicionar o pé no degrau acima. O tornozelo permanece com maior flexão durante a primeira metade do apoio e em seguida se torna mais estendido na fase de pré-balanço. Durante a descida, o tornozelo está mais estendido na fase de balanço, mas rapidamente se tornando mais fletido durante o apoio enquanto o corpo está sendo deslocado para baixo para o próximo degrau (ANDRIACCHI *et al.*, 1980; MCFADYEN; WINTER, 1988; PROTOPAPADAKI *et al.*, 2007; RIENER; RABUFFETTI; FRIGO, 2002).



Devido a todas as diferenças relacionadas entre a marcha no plano e a escada e o consequente aumento do risco associado às escadas, é de extrema importância determinar as causas do aumento do risco de quedas e como o corpo humano realiza as transições entre terrenos de maneira segura.

### 2.2.3 Alterações na marcha dos idosos

A análise biomecânica da marcha humana consiste em uma importante medida quantitativa de mobilidade. Mudanças importantes nos parâmetros de análise da marcha são identificados a partir dos 60 anos, como a diminuição das forças aplicadas no solo (CHRISTINA; CAVANAGH, 2002; LAROCHE; MILLETT; KRALIAN, 2011; LARSEN *et al.*, 2008; REEVES *et al.*, 2008), diminuição da velocidade de deslocamento (KERRIGAN *et al.*, 1998; OH-PARK; WANG; VERGHESE, 2011), do comprimento da passada (BLANKE; HAGEMAN, 1989; KERRIGAN *et al.*, 1998; OSTROSKY *et al.*, 1994), da elevação do pé durante a fase de balanço (CHIBA *et al.*, 2005; CHOU; DRAGANICH, 1998), e do aumento do tempo de apoio no solo (PERSCH *et al.*, 2009; BUTLER; DRUZIN; SULLIVAN, 2006). Tais alterações são resultantes dos acometimentos físicos advindos do envelhecimento e incidem em um aumento do risco de quedas no mesmo plano, em rampas e em escadas (BARAK; WAGENAAR; HOLT, 2006; CHIBA *et al.*, 2005; KERRIGAN *et al.*, 1998).

A redução da velocidade da marcha no plano com o envelhecimento (KERRIGAN *et al.*, 1998; PRINCE *et al.*, 1997; TINETTI *et al.*, 1994) também é evidenciada na subida e na descida da escada quando comparada à velocidade de adultos jovens (LARSEN *et al.*, 2011; MIAN *et al.*, 2007; OH-PARK; WANG; VERGHESE, 2011). Este parâmetro é utilizado na análise de declínio funcional (OH-PARK; WANG; VERGHESE, 2011), sendo que idosos mais debilitados apresentam maiores tempos de deslocamento. A alteração na velocidade geralmente é consequência de um perfil mais cauteloso adotado pelos idosos devido às suas debilidades neuro-musculares (LARSEN *et al.*, 2011). Larsen *et al.*, (2008) determinaram que idosos utilizam 67% de suas máximas velocidades para subir escadas comparadas com apenas 47% utilizada por jovens, o que indica uma

redução da capacidade de reserva. A capacidade de reserva funcional é determinada pela diferença entre o valor máximo alcançado pelo sujeito e o valor utilizado durante a tarefa (HORTOBÁGYI *et al.*, 2003). O conceito de capacidade de reserva funcional inicialmente foi adotado para os valores de momentos articulares. Entretanto foi extrapolado para outros parâmetros, como velocidade, ângulos e forças de reação do solo (HORTOBÁGYI *et al.*, 2003; LARSEN *et al.*, 2009; LARSEN *et al.*, 2008; MIAN *et al.*, 2007). Diminuições na capacidade de reserva funcional limitam uma reação eficiente do idoso em situações inesperadas, como tropeços (HORTOBÁGYI *et al.*, 2003).

Reeves *et al.* (2008; 2009) analisaram os momentos articulares entre jovens ( $24.6 \pm 4.1$  anos) e idosos ( $74.8 \pm 2.8$  anos) na subida e descida da escada. Na subida, os momentos do joelho e tornozelo foram menores para os idosos, sendo que a proporção de momento do joelho utilizado pelos idosos foi de 75% comparados a 53% dos jovens. Já na descida o momento do tornozelo dos idosos foi inferior ao momento dos jovens, o que, quando relacionado ao valor máximo, representa um mesmo percentual de demanda nos dois grupos (75%). Para manter as demandas da tarefa dentro de seus limites seguros, os idosos distribuíram os momentos articulares diferentemente dos jovens (REEVES *et al.*, 2009; 2008).

Apesar da transposição de escadas ser uma tarefa extenuante para os idosos, seus deslocamentos angulares das articulações do tornozelo, joelho e quadril não revelam diferenças quando comparados aos jovens (MIAN *et al.*, 2007; REEVES *et al.*, 2008; 2009). Entretanto, sabe-se que as amplitudes articulares máximas dos idosos são reduzidas (ALTER, 1999; PRINCE *et al.*, 1997; SHEPHARD, 1997), o que também indica um maior esforço para subir e descer escadas (MIAN *et al.*, 2007; REEVES *et al.*; 2008) e uma conseqüente diminuição da sua capacidade de reserva funcional.

As forças de reação do solo aplicadas pelos idosos na subida e descida da escada também foram avaliadas. Stacoff *et al.*, (2005) normatizaram os parâmetros de forças verticais para idosos, encontrando menores valores de picos e taxas de desenvolvimento de força para os idosos na subida da escada quando comparados aos jovens. Os mesmos autores não encontraram diferenças nas forças na descida da escada. Entretanto, os idosos demonstraram maior variabilidade e assimetria das

FRS intra sujeitos na descida da escada, o que identificou uma marcha menos estável (STACOFF *et al.*, 2005).

O estudo de Christina; Cavanagh, (2002) analisou os efeitos da idade nas FRS e nas demandas friccionais durante a descida da escada e identificou modificações estratégicas dos idosos no intuito de minimizar a dependência nas forças de fricção. Assim como Stacoff *et al.*, (2005), os autores não encontraram diferenças nas FRS na descida, com exceção da diminuição do segundo pico de força horizontal, o que revelou um perfil mais conservador por parte dos idosos. Resultados semelhantes ao de Christina; Cavanagh (2002) também foram revelados por Hamel *et al.*, (2005) .

Além de evidenciada na marcha no plano, Hamel *et al.*, (2005) encontraram uma menor distância do pé com relação ao obstáculo durante a fase de balanço na descida da escada, quando comparadas as distâncias de jovens e idosos. Neste estudo observou-se que quando havia uma redução da iluminação do ambiente, os jovens aumentavam a distância entre o pé e o degrau, enquanto os idosos mantinham a mesma distância de quando a luz estava em uma intensidade normal. Este comportamento indicou um maior risco de quedas durante a descida da escada (HAMEL *et al.*, 2005)

Observando as diferenças demonstradas na marcha dos idosos e jovens na subida e descida da escada, alguns estudos buscaram aplicar treinamentos no intuito de aumentar as capacidades físicas dos idosos e na tentativa de transferir estes ganhos para a transposição da escada. Mian *et al.*, (2007) realizaram um treinamento de 12 meses com idosos ( $73,3 \pm 4,0$  anos) abrangendo atividades voltadas para ganho de força muscular, equilíbrio e mobilidade. Apesar do treinamento ter resultado em ganhos de força, potência e massa muscular, tais aumentos não se refletiram em diferenças nos deslocamentos articulares e nas velocidades de descida da escada. Os autores justificam a falta de transferência de ganhos pela ausência de especificidade no treinamento.

Levando em consideração a ausência de transferência dos ganhos com o treinamento de força para o desempenho na escada e a ideia de que a potência muscular é mais importante que a força para transitar na escada, Larsen *et al.*, 2011 realizaram um treino de potência com idosos ( $69.7 \pm 3.4$  anos) durante 12 semanas e

identificaram um aumento na velocidade de subida da escada (8-17%) e um aumento do primeiro pico de força vertical e das taxas de carregamento e descarregamento. Apesar de apresentarem ganhos, o treinamento realizado neste estudo foi com aparelhos de musculação, o que também pode vir a limitar a transferência de ganhos.

Na tentativa de obter melhores desempenhos na transposição escada, Bean *et al.*, (2002) realizaram um treinamento específico de subir e descer escadas com o uso de um colete com sobrecarga. Os idosos foram divididos em dois grupos, sendo que um grupo apenas realizou caminhadas ( $74.5 \pm 4.3$  anos) e o outro grupo realizou o treinamento ( $71.0 \pm 4.3$  anos) três vezes por semana durante 12 semanas. O grupo que realizou o treinamento na escada obteve um aumento na potência da subida da escada, e nas capacidades aeróbia e funcional.

#### 2.2.4 Conclusão da revisão de literatura

Através de todas estas informações colhidas na literatura, foi possível observar que o nível de funcionalidade é um importante fator na independência do idoso e interfere em sua capacidade de se deslocar por diferentes planos. Devido à relação positiva existente entre o nível de funcionalidade, a preservação de algumas capacidades físicas como força, potência e mobilidade e o desempenho nas atividades do dia-a-dia, provavelmente idosos com maiores capacidades funcionais revelarão um melhor desempenho ao subir e descer escadas.

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

#### 3.1 PARTICIPANTES

Foram selecionados para o estudo 34 idosos de ambos os sexos (30 mulheres e 4 homens) participantes de um projeto de extensão da Universidade Federal do Paraná chamado Projeto Sem Fronteiras. As atividades do projeto são realizadas duas vezes por semana no Departamento de Educação Física e consistem em caminhadas, alongamentos, aulas de ginástica, musculação e hidroginástica, sendo estas últimas realizadas uma vez por semana. Os idosos foram convidados a participar da pesquisa, se apresentaram de maneira voluntária no Centro de Estudos do Comportamento Motor (CECOM) e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido (APÊNDICE 1). Apenas foram incluídos no estudo idosos que conseguissem subir e descer escadas sem auxílio externo e com alternância de pés. Um sujeito foi excluído da condição “descida” devido a falhas do Software na coleta de dados, o qual deixou de capturar vários pontos do modelo biomecânico inviabilizando a determinação dos parâmetros. Além disso, Na fase de descida da escada, alguns idosos apresentaram comportamento diferente ao padrão “M” na curva das forças verticais (FIGURA 4), não sendo nítida a identificação de um segundo pico de força. Dessa forma, foram excluídos dados de três participantes para a análise de Fz2 sendo 2 pertencentes ao grupo menos funcional (GBF) e 1 ao grupo com maior funcionalidade (GAF). As mesmas diferenças entre padrões foram encontradas por outros autores (LEITNER *et al.*, 2011; STACOFF *et al.*, 2005), que também preferiram excluir os dados com tais características. Stacoff *et al.* (2005), sugere o desenvolvimento de um outro modelo de curva aplicável a esta condição.

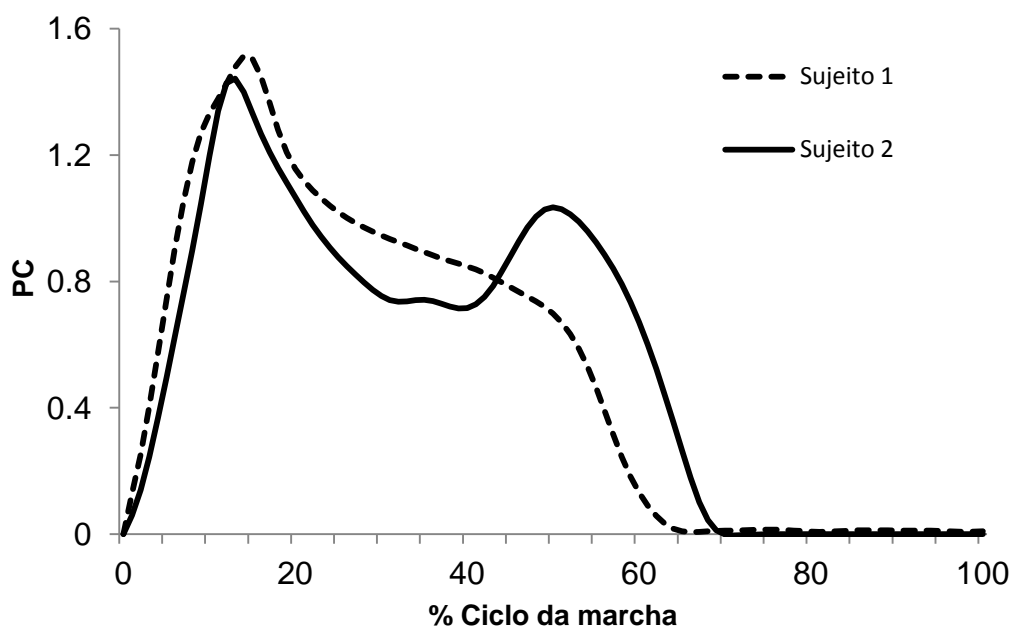


FIGURA 4: EXEMPLO DE DIFERENÇAS NAS CURVAS DE FORÇA VERTICAL NA DESCIDA DA ESCADA

## 3.2 PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS

### 3.2.1 Procedimentos Preliminares

O projeto foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da UFPR, com parecer nº 156.533 (ANEXO 1).

Para o recrutamento dos sujeitos os pesquisadores responsáveis compareceram à reunião do Projeto Sem Fronteiras e convidaram os idosos para participarem do estudo. Foi elaborada uma lista de interessados e em seguida foram agendados os horários para a coleta.

### 3.2.2 Coleta de dados

As coletas foram realizadas no laboratório de pesquisa do CECOM. A sala do laboratório mede aproximadamente 70 m<sup>2</sup> e possui uma passarela de madeira de

8 metros de comprimento por 1,5 metros de largura. As medidas antropométricas e os testes funcionais foram realizados em uma sala anexa ao laboratório.

No dia agendado para coleta os idosos compareceram ao CECOM e inicialmente responderam a uma anamnese clínica formulada pelos pesquisadores com questões sobre seu histórico de saúde e quedas (APÊNDICE 2). Em seguida os idosos foram conduzidos à realização dos testes funcionais, sendo executado primeiro o teste *Timed Up&Go* (TUG) e em seguida o teste *Five Times Sit to Stand* (FTSS). Todos os idosos realizaram a atividade descalços. Os resultados dos testes funcionais foram elencados na ficha de avaliação de cada sujeito (APÊNDICE 3).

Após a realização dos testes funcionais os idosos foram preparados para a avaliação cinemática e cinética. Foi orientado aos participantes que ficassem descalços e colocassem vestimentas adequadas as quais eram disponibilizadas pelos pesquisadores no intuito de facilitar a colocação dos marcadores em contato com a pele e evitar que as vestes interferissem na captura do sinal cinemático. Em seguida foram aferidos os dados antropométricos e posicionados os marcadores, sendo aqueles também registrados na ficha de avaliação individual (APÊNDICE 2).

Após a preparação, os idosos individualmente foram conduzidos ao laboratório e passaram por um período de familiarização com o ambiente e com as condições de coleta, sendo orientados a caminhar, subir e descer as escadas livremente no intuito de minimizar o desconforto causado pelos marcadores e para que a marcha na escada fosse realizada de maneira habitual.

Para garantir a segurança dos participantes, foi utilizado nos mesmos um colete específico que estava acoplado a um sistema de polias fixas no teto, manipulado por um membro de nossa equipe, que fez a liberação ou retenção da corda de acordo com a progressão do sujeito na escada. O colete, os mosquetões e a corda utilizados no sistema são específicos para segurança de pessoas (FIGURA 5).

Para a coleta os indivíduos foram orientados a subir e descer as escadas com alternância de pés e a realizarem uma parada ao final da subida da escada a fim de se diferenciar os movimentos. Na descida da escada foi solicitado que os idosos iniciassem o primeiro passo com o pé direito. Para a subida, como foi feita

uma marcha de aproximação, os pesquisadores posicionavam o sujeito a uma distância fixa da escada a fim de que o mesmo, inconscientemente, tocasse a plataforma do solo com o pé direito. Foram consideradas válidas para subida apenas as tentativas iniciadas com o pé direito tocando a plataforma fixada no solo e para descida aquelas iniciadas com o toque do pé direito no primeiro degrau da escada.



FIGURA 5: SISTEMA UTILIZADO NA SEGURANÇA DOS IDOSOS  
FONTE: O autor (2013)



### 3.2.3 Processamento dos dados

Os resultados dos testes funcionais permitiram com que utilizássemos a técnica de *k-means Cluster* para divisão dos sujeitos em dois grupos: grupo com baixo nível de funcionalidade (GBF) e grupo com alto nível de funcionalidade (GAF) (TABELA 1). Devido a problemas com o sistema, o qual não capturou vários pontos reflexivos, um dos sujeitos teve que ser excluído da condição descida.

TABELA 1: DESCRIÇÃO DOS RESULTADOS FUNCIONAIS NOS GRUPOS COM BAIXO (GBF) E ALTO (GAF) NÍVEL DE FUNCIONALIDADE.

VARIÁVEIS	GBF (n=13)		GAF (n=21)		p
	Média ± dp	Variância	Média ± dp	Variância	
TUG (s)	7,69 ± 0,92	0,85	6,7 ± 0,71	0,50	<b>0,00*</b>
Sentar e levantar (s)	10,44 ± 1,32	1,74	7,55 ± 0,87	0,75	<b>0,00*</b>

NOTA: \*p≤0,05

A técnica de cluster é aplicada através de um software estatístico e consiste em uma análise de agrupamento na qual se formam grupos através de características comuns e semelhantes (BUSSAB; MIAZAKI; ANDRADE, 1990). No presente estudo os idosos foram agrupados levando em consideração o resultado do teste TUG e do teste FTSS. Através de cálculos matemáticos, os sujeitos com seus respectivos resultados dos testes funcionais são plotados em um plano cartesiano. Em seguida são calculadas as distâncias existentes entre os sujeitos. Dessa forma, aglomeram-se sujeitos que possuem menores distâncias entre si, buscando grupos mais homogêneos (BUSSAB; MIAZAKI; ANDRADE, 1990).

Os dados cinemáticos foram digitalizados de forma automática no software Nexus.

Os dados cinéticos foram filtrados com um filtro Butterworth de 4ª ordem, passa-baixa e com frequência de corte de 10Hz, a fim de suavizar as curvas e eliminar ruídos interferentes, oriundos principalmente da vibração da estrutura da escada.

Após extração dos dados brutos, dividiu-se em ciclos que foram normalizados em percentual (0-100%) através da interpolação *Cubic Spline* executada em uma rotina criada no MATLAB versão 7.8 (R2009a). Os dados cinéticos também foram normalizados pelo peso corporal (PC) de cada sujeito, permitindo futuras comparações.

Para análise da marcha na escada foram coletadas 10 tentativas em cada condição (subida e descida). Foi considerada tentativa válida aquela que apresentou completa e perfeita aquisição dos dados, sem que tenham ocorrido falhas. A seleção do ciclo a ser avaliado foi feita de maneira qualitativa iniciando a partir da 10ª tentativa. Caso esta tentativa não cumprisse com os requisitos de seleção, eram selecionados os ciclos anteriores, sempre em ordem decrescente.

Para análise das forças de reação do solo na subida, o ciclo utilizado consistiu na saída do pé esquerdo do solo a saída do pé esquerdo da plataforma de força do primeiro degrau (FIGURA 6).



FIGURA 6: CICLO DA MARCHA NA SUBIDA DA ESCADA. O CICLO SE INICIA COM A SAÍDA DO PÉ ESQUERDO DO SOLO E TERMINA COM A SAÍDA DO PÉ ESQUERDO DA PLATAFORMA DO PRIMEIRO DEGRAU.

FONTE: O autor

Para análise das forças de reação do solo na descida, o ciclo utilizado consistiu no toque do pé direito no solo ao toque do pé direito da plataforma de força do primeiro degrau (FIGURA 7).



FIGURA 7: CICLO DA MARCHA NA DESCIDA DA ESCADA. O CICLO SE INICIA COM O TOQUE DO PÉ DIREITO NO PRIMEIRO DEGRAU E TERMINA COM O TOQUE DO PÉ DIREITO NO SOLO. FONTE: O autor

A seleção de ciclos foi feita a fim de facilitar a análise dos dados. Foram capturados ciclos diferentes na subida e na descida pois o sistema de capturas não identificava alguns pontos quando o sujeito estava em uma posição mais alta.

Para análise do comportamento dos ângulos do tornozelo, joelho e quadril na subida foi padronizada a análise da perna esquerda e na descida, a análise da perna direita.

### 3.3 INSTRUMENTAÇÃO

#### 3.3.1 A escada

A escada utilizada no estudo foi construída em madeira maciça e possui 4 degraus com espelho de 17,5 cm, pisos de 29 cm e 31° de inclinação e termina em

um platô de 49 cm. No primeiro degrau foi acoplada uma plataforma de força (FIGURA 8). A escada foi construída de acordo com a norma NBR 9050 da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT, 2004 – ANEXO 2).

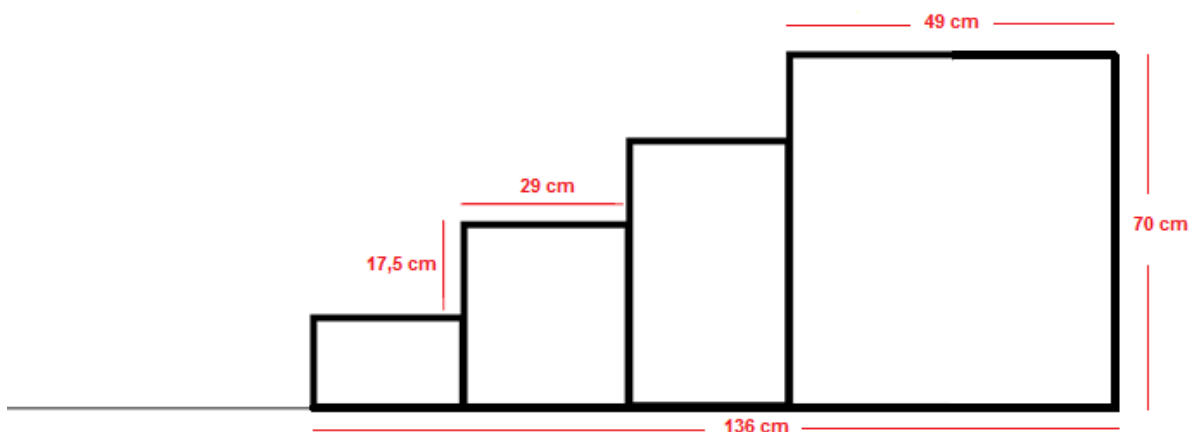


FIGURA 8 – MODELO DE ESCADA UTILIZADA NO ESTUDO COM 4 DEGRAUS DE 17,5 CM DE ESPELHO E 29 CM DE PISO E COM INCLINAÇÃO DE 31°  
FONTE: O AUTOR (2012)

### 3.3.2 Testes funcionais

Para verificar a funcionalidade dos idosos foram utilizados o teste *Timed Up & Go* – TUG (CABRAL, 2011) e o teste *Five times sit to stand* – FTSS (WHITNEY *et al.*, 2005)

O teste TUG consiste em levantar de uma cadeira, caminhar uma distância linear de 3 metros, fazer meia volta, retornar pelo mesmo percurso e sentar na cadeira novamente, tudo isso da maneira mais rápida possível, sem correr. O desempenho no teste foi aferido pelo tempo total de execução do teste, desde o comando de início até o apoio das costas no encosto da cadeira.

No FTSS o idoso foi orientado a sentar e levantar de uma cadeira cinco vezes o mais rápido possível, mantendo os braços cruzados no peito. O

desempenho deste teste foi aferido pelo do tempo total de execução dos movimentos.

### 3.3.3 Sistema de captura

O sistema de captura de dados cinemáticos é composto por nove câmeras infravermelhas da marca Vicon sincronizadas, sendo 6 delas modelo MX13 e 3 delas modelo T10, todas coletando com frequência de 100Hz. A captura dos dados foi operada através do software Nexus versão 1.8.2 (FIGURA 9).



FIGURA 9: CÂMERAS DO SISTEMA DE CAPTURA DE DADOS CINEMÁTICOS PEAK VICON  
FONTE: O autor

O modelo antropométrico utilizado no estudo foi o *plug-in gait* disponível no *software* do equipamento, em que foram marcados 16 pontos anatômicos com marcadores reflexivos autoadesivos (esferas de 25mm de diâmetro): espinhas ilíacas antero-superiores (EIAS), espinhas ilíacas postero-superiores (EIPS), linha lateral da coxa (COX), epicôndilo lateral do fêmur (JOEL), linha lateral da perna (PER), maléolo lateral da tíbia (TORN), articulação metatarso falangeana do 2º dedo do pé (ANTE-PÉ) e calcâneo (CALC) (FIGURA 10).

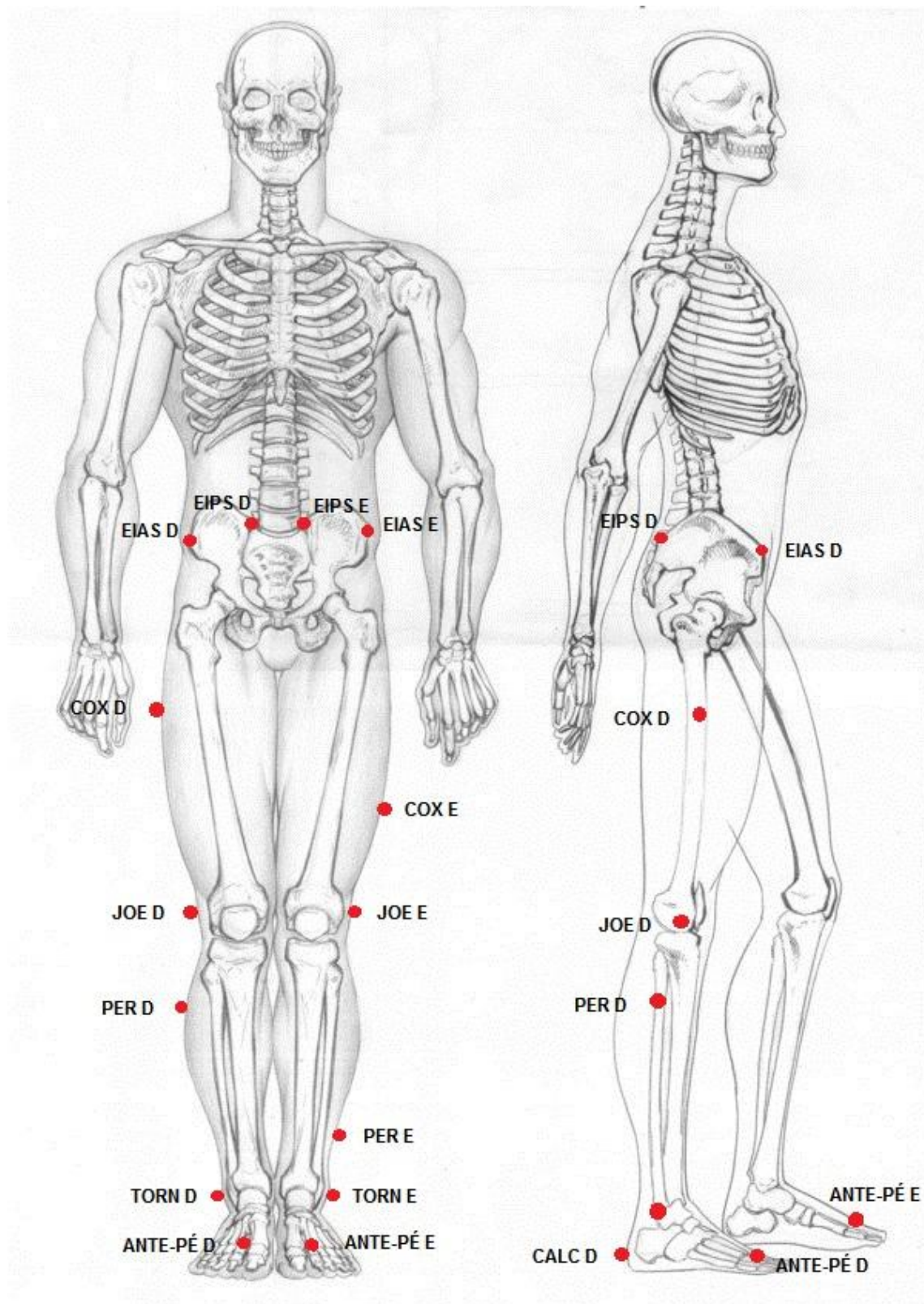


FIGURA 10 – MODELO BIOMECÂNICO PARA ANÁLISE DA MARCHA  
 FONTE: O AUTOR (2012)

### 3.3.4 Plataformas de força

Para avaliar as FRS na subida e na descida da escada foram acopladas ao solo e ao primeiro degrau da escada duas plataformas de força AMTI, modelo OR6-7-2000. O sinal das FRS foi capturado e sincronizado através do Software Nexus versão 1.8.2 a uma frequência de amostragem de 1000Hz (FIGURA 11). As plataformas estavam cobertas por um material emborrachado idêntico ao utilizado nos demais degraus e na passarela de aproximação no intuito de evitar que o sujeito alterasse seu padrão de marcha pela presença dos equipamentos. Apesar de terem sido utilizadas duas plataformas no estudo, apenas os dados da plataforma do primeiro degrau foram utilizados, sendo que a plataforma do solo foi utilizada apenas para determinar as fases do ciclo.

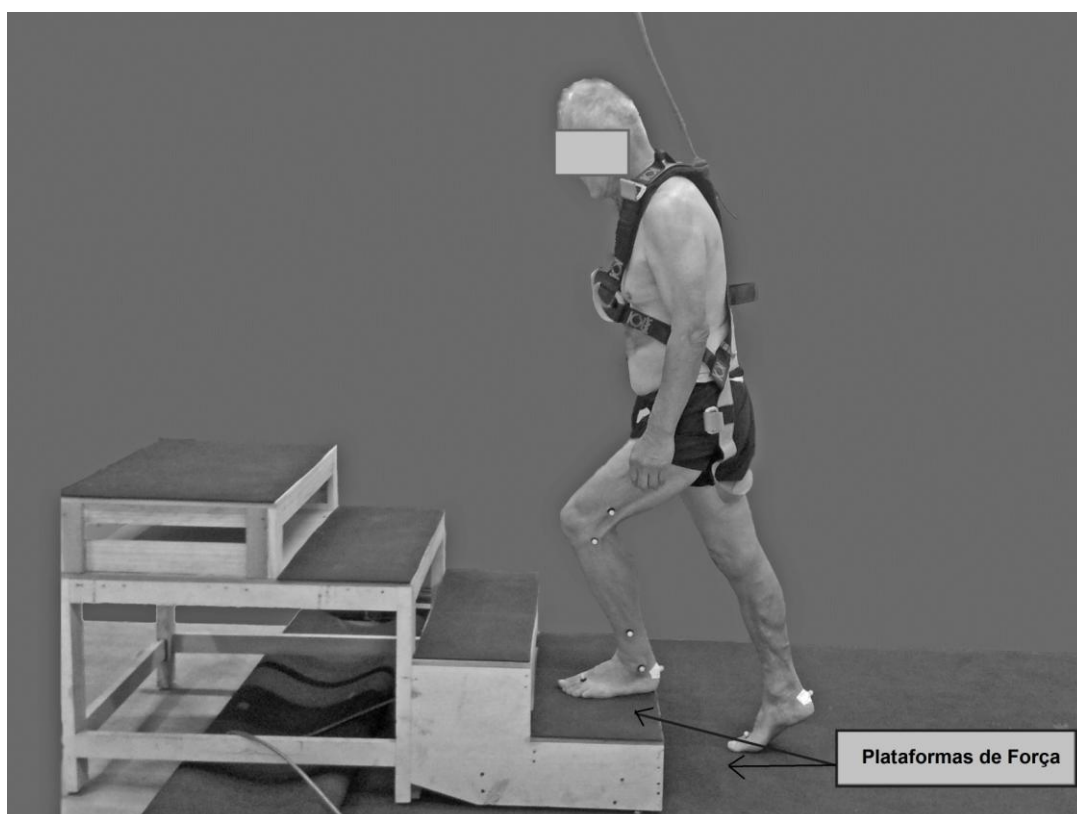


FIGURA 11 – POSICIONAMENTO DAS PLATAFORMAS DE FORÇA NA ESCADA  
FONTE: O AUTOR (2012)

### 3.3.5 Balança e Estadiômetro

Para mensurar a estatura dos idosos foi utilizado um estadiômetro com resolução de 0,1 cm e para mensuração da massa corporal, uma balança antropométrica com resolução de 100 g.

### 3.3.6 Paquímetro e fita métrica

Medidas antropométricas como comprimento da perna (determinado pela distância entre a espinha íliaca antero-superior direita e o maléolo medial do tornozelo direito), largura do joelho (aferida pela distância entre os epicôndilos do fêmur do joelho direito) e largura do tornozelo (distância entre os maléolos medial e lateral do tornozelo direito) são solicitadas pelo sistema Peak Vicon para criação do modelo *plug-in gait*. Assim, para determinar o comprimento do membro inferior, aferido desde a espinha íliaca anterior até o maléolo medial do membro inferior direito foi utilizada uma fita métrica com resolução de 0,1 cm, e para a aferição dos diâmetros ósseos, um paquímetro analógico com resolução de 0,1 cm.

## 3.4 VARIÁVEIS DO ESTUDO

Para o estudo foram selecionadas as variáveis abaixo (nome da variável, abreviatura e unidade de medida):

- Variáveis cinemáticas: tempo do ciclo (TC - s), tempo de apoio percentual (TA%), velocidade média de deslocamento (VEL – m/s), cadência (passos/minuto), ângulos máximos (AMAX) e mínimos (AMIN) do tornozelo (TORN), joelho (JOE) e quadril (QUA).

O tempo do ciclo foi determinado através da relação entre o número de quadros do ciclo e a frequência de amostragem. Os percentuais de apoio e balanço



foram obtidos através do número de quadros onde havia ou não contato do pé com a plataforma de força.

A velocidade média de deslocamento foi calculada através da divisão entre a variação do vetor resultante do deslocamento do ponto da crista ilíaca pósterosuperior esquerda no eixo vertical e horizontal e a variação do tempo do ciclo. Os valores foram retirados do início e do fim do ciclo capturado.

Uma vez que o tempo do ciclo foi determinado em segundos e a unidade de medida da cadência era passos/min, inicialmente calculou-se a quantidade de passos em 1 segundo para depois encontrar o número de passos em 60 segundos.

Os ângulos foram calculados pelo *Software* da *Vicon* através do método de ângulos de Euler. Neste método os ângulos articulares são determinados a partir da relação angular entre os sistemas de referência (x, y, z) identificados no centro de massa de cada membro. Neste estudo foram utilizadas apenas as variações angulares no plano sagital, representando a flexão e extensão de cada articulação.

- Variáveis cinéticas: primeiro pico de força no eixo vertical ( $Fz1 - PC$ ), segundo pico de força no eixo vertical ( $Fz2 - PC$ ), primeiro pico de força no eixo antero-posterior ( $Fy1 - PC$ ), segundo pico de força no eixo antero-posterior ( $Fy2 - PC$ ), taxa de carregamento vertical ( $TXFz1 - PC/s$ ), taxa de descarregamento vertical ( $TXFz2 - PC/s$ ), impulso vertical ( $IFz - PC.s$ ), impulso de frenagem antero-posterior ( $IFy1 - PC.s$ ), impulso propulsivo antero-posterior ( $IFy2 - PC.s$ ), Impulso resultante ( $IRFzy - PC.s$ ), ângulo das forças resultantes na fase de saída do pé da plataforma de força ( $ASFR - ^\circ$ ).

A Figura 12 representa os parâmetros cinéticos do estudo.

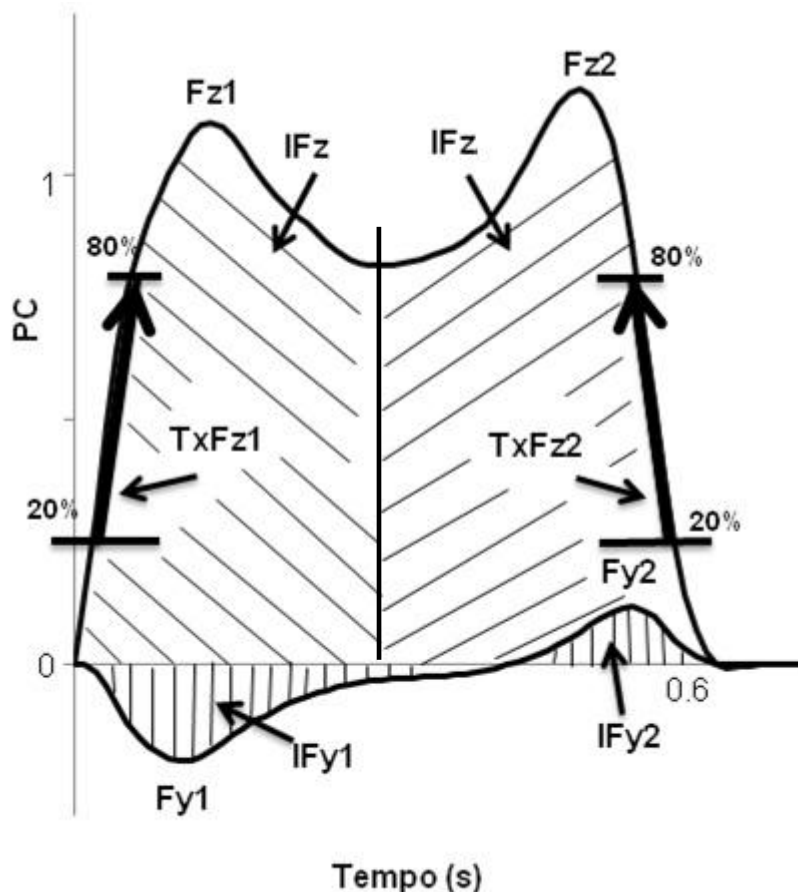


FIGURA 12: PARÂMETROS DE FORÇA VERTICAIS E ANTERO-POSTERIORES UTILIZADAS.

NOTAS: Fz1: primeiro pico de força vertical, Fz2: segundo pico de força vertical, TxFz1: taxa de carregamento, TxFz2: taxa de descarregamento, IFz: impulso vertical, Fy1: primeiro pico de força horizontal, Fy2: segundo pico de força horizontal, IFy1: Impulso de frenagem, IFy2: impulso propulsivo.

FONTE: O AUTOR (2013)

Nas forças verticais (Fz), os valores de força foram divididos em duas partes iguais, sendo os picos determinados a partir do maior valor encontrado em cada uma das partes (LARSEN *et al.*, 2008; STACOFF *et al.*, 2005)

As taxas de carregamento e descarregamento foram calculadas pela fórmula:

$$\text{Taxa} = \Delta \text{Força} / \Delta \text{Tempo}$$

As taxas são utilizadas com o intuito de descrever a velocidade do desenvolvimento da força, tanto da força aplicada no momento do toque do pé com

o solo (carregamento) quanto na saída do pé do solo (descarregamento) (STACOFF *et al.*, 2005).

Neste estudo a variação de força foi definida no intervalo em que a força variou entre 20 e 80% da força máxima para  $Fz1$  e entre 80 e 20% para  $Fz2$ . Tal procedimento foi adotado afim de eliminar possíveis variações do sinal da força no início e final do sinal.

O impulso vertical e de frenagem e de propulsão horizontal foram determinados através do cálculo da integral da curva de força. Para a diferenciação entre impulso de frenagem e de propulsão a curva de força antero-posterior foi dividida em duas partes, sendo determinada a divisão no primeiro momento em que a curva cruza o valor zero do eixo X. O impulso resultante foi calculado através dos módulos de força resultante vertical e antero-posterior. Esta variável foi determinada apenas para a subida e representa o quanto de força foi gerada pelo sujeito para “empurrá-lo” para frente e para cima.

Para a determinação dos picos de força antero-posteriores, o gráfico foi separado em duas partes da mesma forma que foi feito para o cálculo dos impulsos horizontais citado acima. Os picos representam o maior valor absoluto encontrado em cada uma das partes.

O ângulo das forças resultantes na fase de saída do pé da plataforma de força foi calculado apenas para a subida da escada. O eixo de referência da medida foi o eixo X e o valor do ângulo  $\alpha$  foi obtido através do cálculo do ângulo resultante formado pelos dados cinéticos de forças horizontal ( $Fz$ ) e vertical ( $Fy$ ) (FIGURA 13).

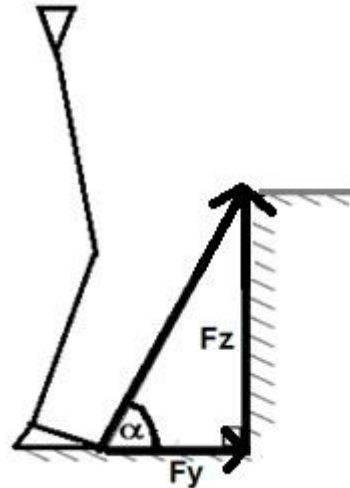


FIGURA 13: ÂNGULO DAS FORÇAS RESULTANTES NA FASE DE SAÍDA DO PÉ DA PLATAFORMA DE FORÇA.  
 FONTE: Modificado pelo autor (2013)

### 3.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Na caracterização dos grupos e do comportamento das variáveis cinemáticas e cinéticas nas diferentes fases da marcha foi utilizada a estatística descritiva: mediana, média, desvio padrão (dp), mínimo (MIN) e máximo (MAX).

Após a divisão dos idosos em grupos através da técnica de *Cluster* foi feita uma análise de variância entre os grupos para verificar se eles realmente diferiam entre si.

Para testar a normalidade dos dados foi utilizado o teste de Shapiro-Wilk. A distribuição de alguns dados não foi normal, dessa forma todos os testes aplicados foram não-paramétricos.

Para comparar o comportamento das variáveis dependentes de acordo com a funcionalidade foi utilizado o teste "U" de Mann-Whitney.

O nível de significância adotado foi de  $p \leq 0,05$  para todos os testes, que foram aplicados através do software *Statística* versão 7.0.

#### 4. RESULTADOS

Para melhor apresentação e compreensão dos resultados, a apresentação foi dividida de acordo com as fases de subida e descida, pois as variáveis e os grupos serão comparados dentro de cada condição.

Para identificar a influência da capacidade funcional do idoso sobre as variáveis cinemáticas e cinéticas da transição entre o plano e a escada, foram determinados dois grupos de idosos, sendo o GBF o grupo com baixo nível de funcionalidade e o GAF o grupo com alto nível de funcionalidade. A Tabela 2 apresenta a média de idade e os dados antropométricos dos grupos.

TABELA 2: IDADE E DADOS ANTROPOMÉTRICOS DOS GRUPOS COM BAIXO (GBF) E ALTO (GAF) NÍVEL DE FUNCIONALIDADE

VARIÁVEIS	GBF (n=13)	GAF (n=21)	p
	Média ± dp	Média ± dp	
Idade (anos)	72,6 ± 0,3	69,14 ± 5,0	0,17
Estatura (m)	1,57 ± 0,07	1,56 ± 0,07	0,59
Massa (kg)	71,0 ± 9,8	63,5 ± 8,9	<b>0,05*</b>

NOTAS: o valor de significância considerado foi de  $*p \leq 0,05$ .

Os resultados descritivos e comparativos das variáveis cinéticas entre os grupos na subida estão representados na Tabela 3. Observa-se que dentre as variáveis que diferiram entre grupos ( $p \leq 0,05$ ), grande parte apresentou maiores magnitudes no grupo de maior funcionalidade (GAF), com exceção do Impulso vertical, impulso resultante e ângulo das forças resultantes no momento de saída do pé da plataforma de força. O segundo pico de força vertical e as taxas de carregamento e descarregamento do GAF foram 7%, 26,6% e 42,0% maiores que as do GBF respectivamente ( $p \leq 0,05$ ). Em contrapartida, o grupo com baixo nível de funcionalidade revelou valores 37%, 35% e 17% maiores para o impulso vertical, impulso resultante e ângulo das forças resultantes, respectivamente ( $p \leq 0,05$ ). A Figura 14 representa as diferenças entre os grupos nos picos de força vertical e horizontal.

TABELA 3: PARÂMETROS CINÉTICOS DURANTE A SUBIDA ENTRE OS GRUPOS DE IDOSOS COM BAIXO (GBF) E ALTO (GAF) NÍVEL DE FUNCIONALIDADE

VARIÁVEIS	GBF (n=13)		GAF (n=21)		p
	Mediana	Mín - Máx	Mediana	Mín - Máx	
Fz1 (PC)	0,97	0,91 1,05	1,00	0,87 1,18	0,28
Fz2 (PC)	1,08	0,94 1,28	1,16	1,03 1,39	<b>0,00*</b>
TXFz1 (PC/s)	3,84	3,30 7,78	5,73	3,62 9,38	<b>0,02*</b>
TXFz2 (PC/s)	9,42	5,67 11,98	11,73	8,59 18,74	<b>0,00*</b>
Fy1 (PC)	0,10	0,07 0,17	0,12	0,07 0,17	0,29
Fy2 (PC)	0,05	0,04 0,09	0,05	0,03 0,09	0,48
IFy1 (PC.s)	0,03	0,02 0,05	0,03	0,01 0,04	0,21
IFy2 (PC.s)	0,01	0,00 0,02	0,01	0,00 0,01	0,12
IFz (PC.s)	0,82	0,57 0,88	0,6	0,47 0,81	<b>0,03*</b>
IRFzy (PC.s)	0,81	0,54 0,89	0,6	0,43 0,83	<b>0,00*</b>
ASFR (°)	63,62	48,5 86,6	54,18	33,5 77,6	<b>0,02*</b>

NOTAS: O valor de significância considerado foi de  $*p \leq 0,05$ . Descrição das abreviaturas: primeiro pico de força no eixo vertical (Fz1), segundo pico de força no eixo vertical (Fz2), taxa de carregamento vertical (TXFz1), taxa de descarregamento vertical (TXFz2), primeiro pico de força no eixo antero-posterior (Fy1), segundo pico de força no eixo antero-posterior (Fy2), impulso de frenagem antero-posterior (IFy1), impulso propulsivo antero-posterior (IFy2), impulso vertical (IFz), Impulso resultante (IRFzy), ângulo das forças resultantes de saída do pé da plataforma (AS).

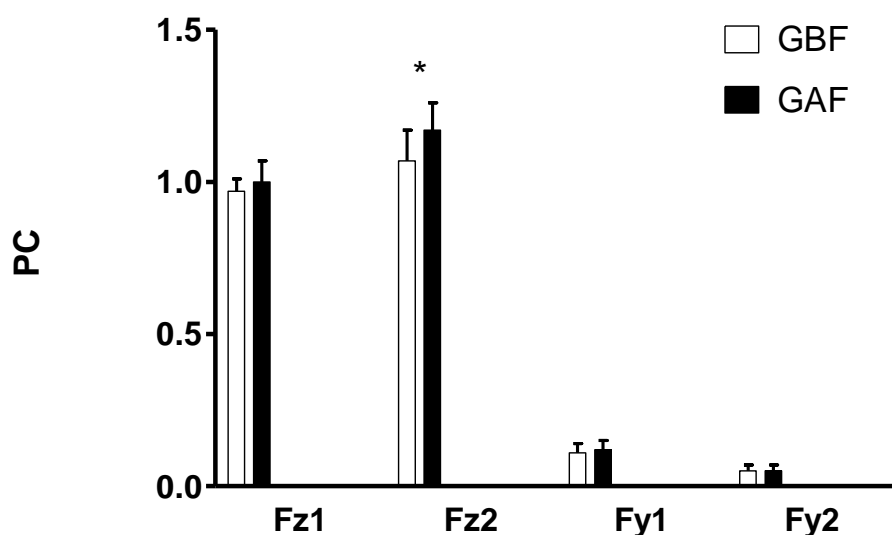


FIGURA 14: COMPARAÇÃO DOS PICOS DE FORÇA VERTICAL (Fz1 e Fz2) E HORIZONTAL (Fy1 E Fy2) ENTRE OS GRUPOS COM BAIXO (GBF) E ALTO (GAF) NÍVEL DE FUNCIONALIDADE.

\*  $p \leq 0,05$ 

A Figura 15 representa a trajetória das forças verticais dos grupos de baixa (GBF) e alta (GAF) funcionalidade. Foi constatada uma diferença entre o percentual

do tempo de apoio entre os grupos, sendo que o GBF revelou percentual de 67,0% e o GAF de 64,8% ( $p \leq 0,05$ ). A cadência encontrada foi de 41 passos/min para o GBF e 50 passos/min para o GAF.

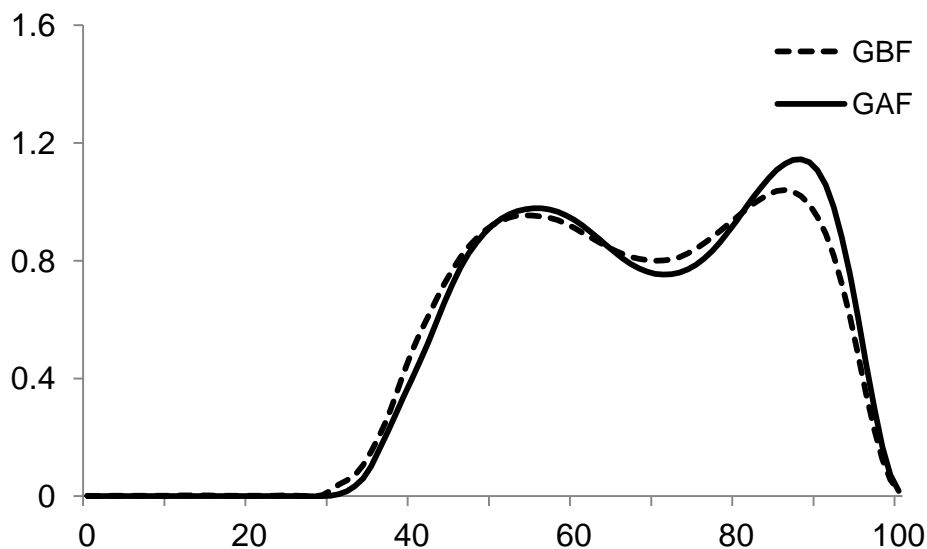


FIGURA 15: TRAJETÓRIA DAS FRS DOS GRUPOS DE BAIXA (GBF) E ALTA (GAF) FUNCIONALIDADE.

Os impulsos vertical e resultante do grupo com menor funcionalidade (GBF) foram 20,6% e 22,9% maiores que o grupo com maiores capacidades funcionais (GAF) respectivamente. Os resultados e diferenças entre os grupos estão representadas na Figura 16.

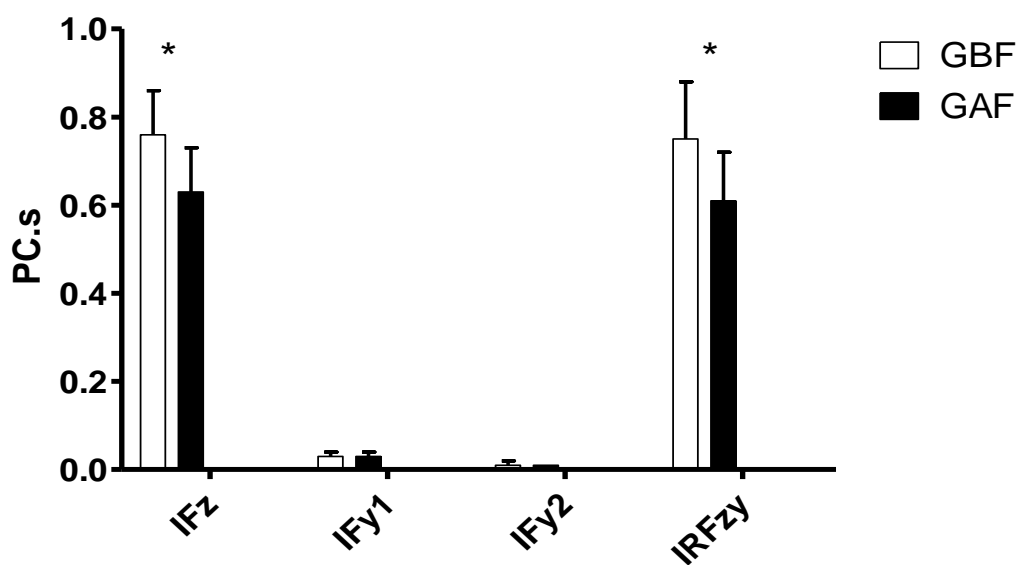


FIGURA 16: COMPARAÇÃO DOS IMPULSOS VERTICAL (IFz), HORIZONTAL (IFy1 e IFy2) E RESULTANTE (IRFzy) ENTRE OS GRUPOS COM BAIXO (GBF) E ALTO (GAF) NÍVEL DE FUNCIONALIDADE.  $p \leq 0.05$

Os resultados observados para as amplitudes máximas e mínimas das articulações do tornozelo, joelho e quadril são apresentados na Tabela 4. Não foram detectadas diferenças nos valores máximos e mínimos dos deslocamentos angulares entre os grupos GBF e GAF ( $p > 0,05$ ).

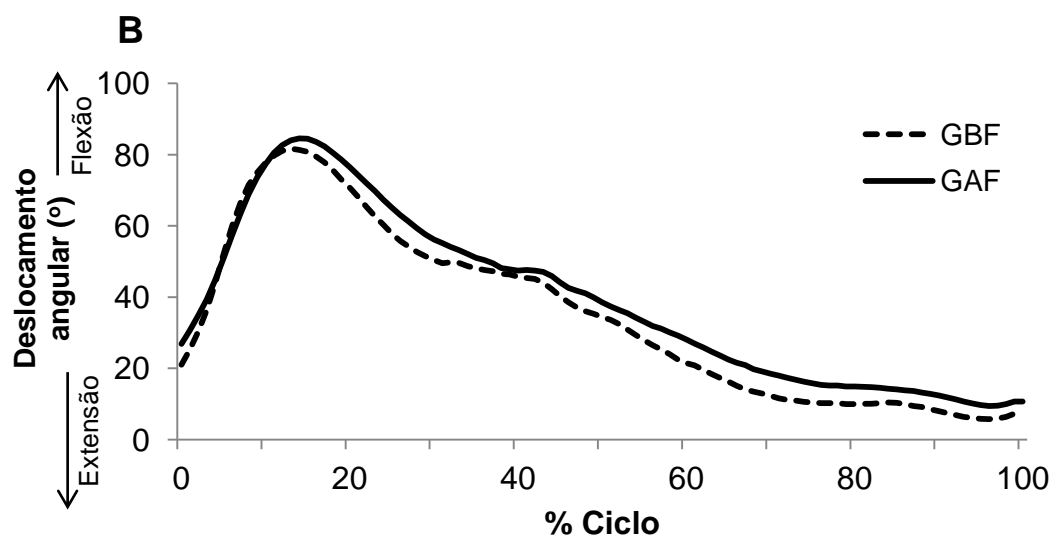
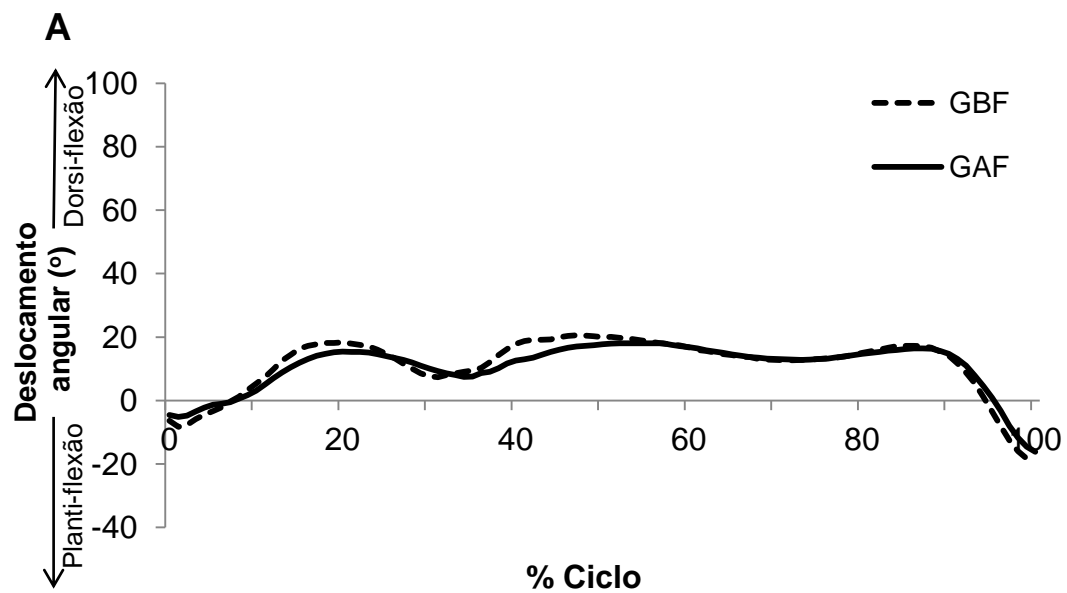
TABELA 4: PARÂMETROS CINEMÁTICOS DURANTE A SUBIDA ENTRE OS GRUPOS DE IDOSOS COM MENOR (GBF) E MAIOR (GAF) NÍVEL DE FUNCIONALIDADE

VARIÁVEIS	GBF (n=13)			GAF (n=21)			p
	Mediana	Mín - Máx		Mediana	Min - Máx		
TC (s)	1,48	1,02	1,69	1,13	0,95	1,68	<b>0.01*</b>
TA%	67,00	63,00	71,00	65,00	61,00	71,00	<b>0.03*</b>
VEL (m/s)	0,59	0,50	0,85	0,78	0,49	0,90	<b>0.02*</b>
AMAX TORN (°)	18,94	11,29	27,53	21,28	11,71	35,32	0.36
AMIN TORN (°)	-22,99	-30,44	-12,02	-21,64	-38,91	-11,44	0.51
AMAX JOE (°)	99,75	62,27	111,68	103,98	87,61	146,73	0.21
AMIN JOE (°)	8,36	-12,40	17,87	5,03	-6,31	14,23	0.22
AMAX QUA (°)	80,67	58,57	101,77	82,71	56,30	112,78	0.60
AMIN QUA (°)	10,56	-2,87	30,20	16,23	-4,13	30,33	0.48

NOTAS: Descrição das abreviaturas: tempo do ciclo (TC), tempo de apoio percentual (TA%), velocidade média de deslocamento (VEL), ângulo máximo do tornozelo (AMAX TORN), ângulo mínimo do tornozelo (AMIN TORN), ângulo máximo do joelho (AMAX JOE), ângulo mínimo do joelho (AMIN JOE), ângulo máximo do quadril (AMAX QUA), ângulo mínimo do joelho (AMIN QUA). O valor de significância considerado foi de  $*p \leq 0.05$ .

Na análise da trajetória dos deslocamentos angulares (FIGURA 17), foi possível identificar semelhanças de comportamento, principalmente no joelho e no quadril. A única diferença evidente foi na articulação do tornozelo, sendo que o GBF revelou uma leve antecipação dos eventos na fase de balanço (0-35% do ciclo) e no início da fase de apoio (35%-50%).





**C**

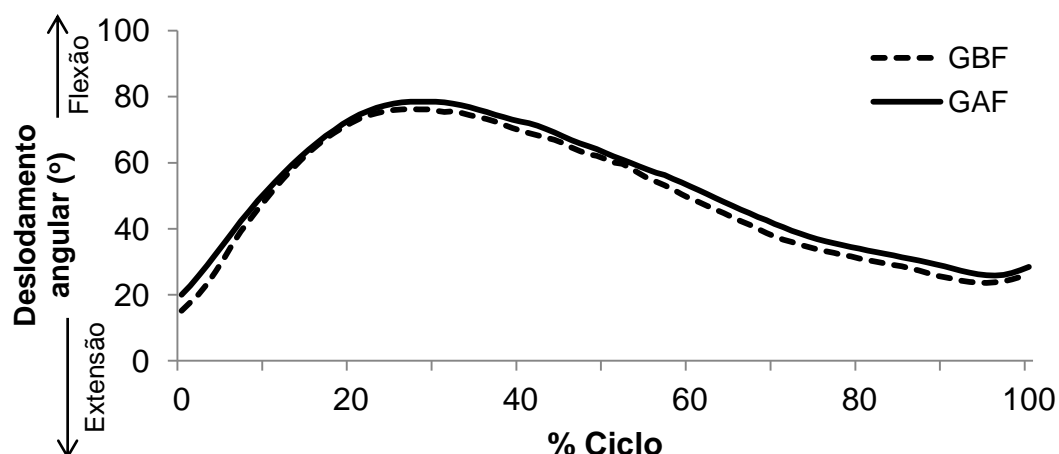


FIGURA 17: COMPORTAMENTO DAS ARTICULAÇÕES DO TORNOZELO (A), JOELHO (B) E QUADRIL (C) DOS GRUPOS COM BAIXO (GBF) E ALTO (GAF) NÍVEL DE FUNCIONALIDADE

Na Tabela 5 são apresentados os resultados descritivos e comparativos das variáveis cinéticas entre os grupos na fase de descida. Apenas a taxa de descarregamento (TxFz2) e o segundo pico de força antero-posterior (Fy) diferiram entre os grupos ( $p < 0,05$ ).

TABELA 5: PARÂMETROS CINÉTICOS DURANTE A FASE DE DESCIDA ENTRE OS GRUPOS DE IDOSOS COM BAIXO (GBF) E ALTO (GAF) NÍVEL DE FUNCIONALIDADE

VARIÁVEIS	GBF (n=12)		GAF (n=21)		p
	Mediana	Mín - Máx	Mediana	Mín - Máx	
Fz1 (PC)	1,39	1,07 1,61	1,34	1,09 1,71	0,70
Fz2 (PC)	0,88	0,83 0,95	0,93	0,69 1,11	0,20
TXFz1 (PC/s)	12,10	6,90 29,15	11,9	7,18 21,89	0,70
TXFz2 (PC/s)	7,53	3,94 8,84	8,20	5,94 10,59	<b>0,01*</b>
Fy1 (PC)	0,09	0,03 0,17	0,09	0,06 0,14	0,62
Fy2 (PC)	0,19	0,12 0,24	0,22	0,14 0,27	<b>0,03*</b>
IFy1 (PC.s)	0,01	0,00 0,03	0,01	0,00 0,02	0,35
IFy2 (PC.s)	0,04	0,02 0,06	0,05	0,03 0,05	0,99

NOTAS: Primeiro pico de força no eixo vertical (Fz1), segundo pico de força no eixo vertical (Fz2), primeiro pico de força no eixo antero-posterior (Fy1), segundo pico de força no eixo antero-posterior (Fy2), taxa de carregamento vertical (TxFz1), impulso de frenagem antero-posterior (IFy1), impulso propulsivo antero-posterior (IFy2). O valor de significância considerado foi de  $*p \leq 0,05$ .

Os ângulos articulares na descida também não revelaram diferenças ( $p > 0,05$ ) entre o grupo de baixa funcionalidade (GBF) e o grupo de alta funcionalidade (GAF) (TABELA 6).

TABELA 6: PARÂMETROS CINEMÁTICOS DURANTE A DESCIDA ENTRE OS GRUPOS DE IDOSOS COM BAIXO (GBF) E ALTO (GAF) NÍVEL DE FUNCIONALIDADE

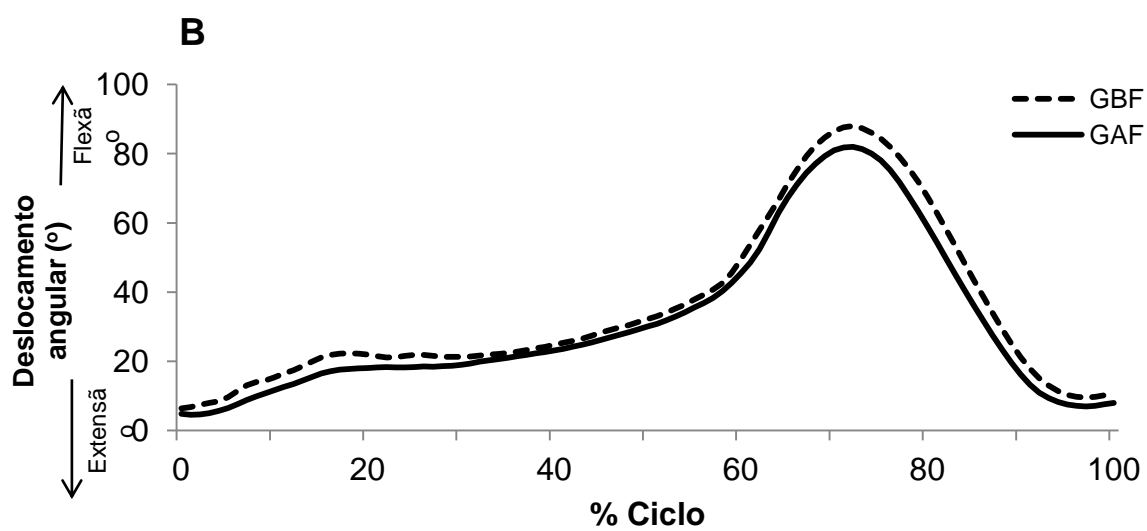
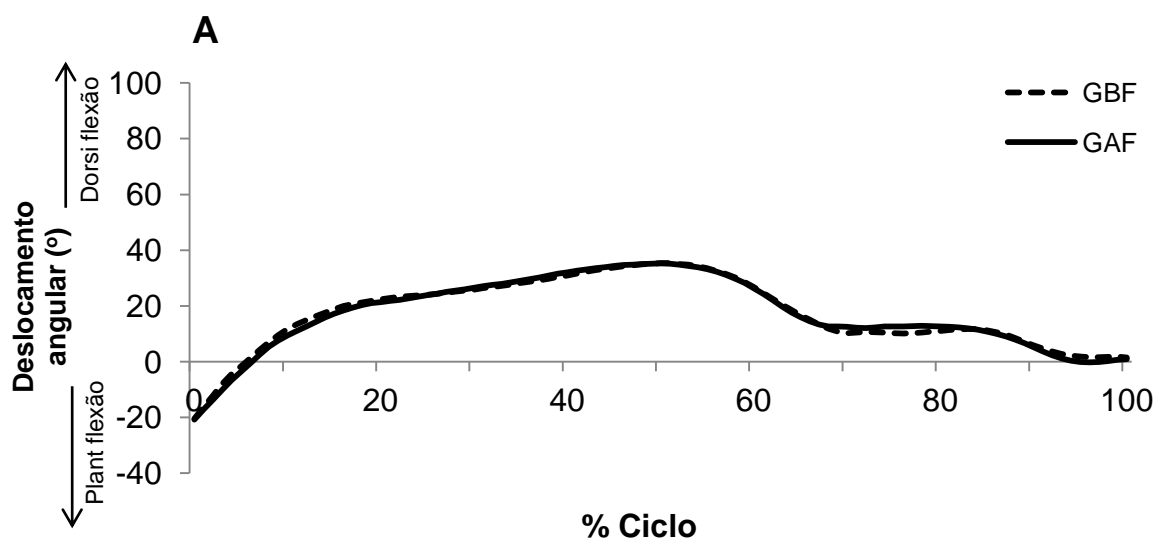
VARIÁVEIS	GBF (n=12)	GAF (n=21)	p
-----------	------------	------------	---

	Mediana	Mín - Máx	Mediana	Mín - Máx	
TC (s)	1,08	0,89 1,58	1,04	0,87 1,21	0,13
TA%	71,50	65,00 75,00	70,00	59,00 73,00	0,19
VEL (m/s)	0,90	0,55 1,14	0,91	0,72 1,26	0,35
AMAX TORN (°)	33,74	26,38 77,73	38,75	24,21 62,51	0,21
AMIN TORN (°)	-19,79	-30,17 -9,90	-19,57	-30,78 -15,68	0,49
AMAX JOE (°)	85,84	48,43 116,01	85,81	64,78 135,54	0,84
AMIN JOE (°)	6,76	-13,49 13,17	2,04	-8,78 10,88	0,23
AMAX QUA (°)	48,70	25,74 65,10	51,78	27,06 70,22	0,78
AMIN QUA(°)	10,17	-18,23 29,46	10,52	-10,98 32,57	0,75

NOTAS: Descrição das abreviaturas: tempo do ciclo (TC), tempo de apoio percentual (TA%), velocidade média de deslocamento (VEL), velocidade do ângulo do joelho no balanço (VELANGJOE), ângulo máximo do tornozelo (AMAX TORN), ângulo mínimo do tornozelo (AMIN TORN), ângulo máximo do joelho (AMAX JOE), ângulo mínimo do joelho (AMIN JOE), ângulo máximo do quadril (AMAX QUA), ângulo mínimo do joelho (AMIN QUA). O valor de significância considerado foi de  $p \leq 0.05$ .

A frequência de passada encontrada foi de 53 e 64 passos/min para o GBF e GAF respectivamente. Os tempos percentual de apoio foram 53,3% (GBF) e 54,2% (GAF) e os tempos de balanço foram 46,7% (GBF) e 45,8% (GAF). Não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos.

Na observação qualitativa do comportamento dos ângulos articulares do tornozelo, joelho e quadril, poucas diferenças foram reveladas, destacando-se apenas diferenças na flexão do joelho, no qual o GBF apresentou maiores valores em todo o ciclo. A Figura 18 apresenta os perfis dos deslocamentos angulares das articulações analisadas.



**C**

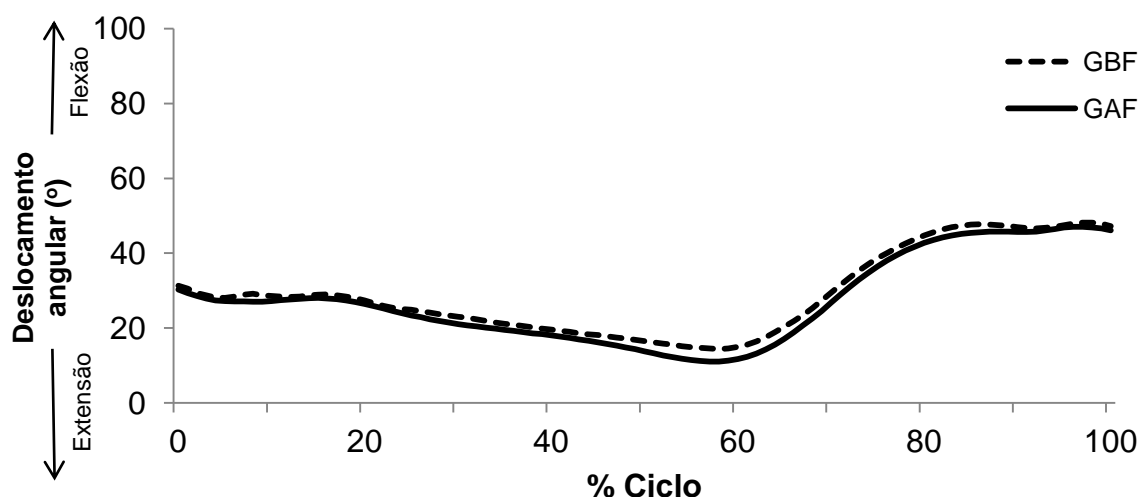


FIGURA 18: COMPORTAMENTO DAS ARTICULAÇÕES DO TORNOZELO (A), JOELHO (B) E QUADRIL (C) NA DESCIDA DA ESCADA ENTRE OS GRUPOS COM BAIXO (GBF) E ALTO (GAF) NÍVEL DE FUNCIONALIDADE.

## 5 DISCUSSÃO

Para melhor compreensão dos resultados, a discussão foi organizada de forma a comparar os parâmetros cinemáticos e cinéticos entre os grupos nas fases de subida e descida da escada.

### 5.1 Subida

Na transição do terreno plano para os primeiros degraus durante a subida da escada, os idosos com menor funcionalidade apresentaram menores picos de força e taxas de carregamento e descarregamento e maiores impulsos. A modulação da intensidade das FRS está relacionada à forma com que a interação com o meio ambiente ocorre, ou seja, de como as forças aplicadas pelo membro inferior são transmitidas ao solo. A aplicação dessas forças depende da capacidade dos indivíduos em produzir tensão. Logo, a redução da capacidade de produzir elevados níveis de força muscular que acompanham o processo de envelhecimento podem ter diminuído a capacidade de gerar torques articulares para a subida da escada (BOUISSET, 2008; BASSEY et al., 1992; MASUDA et al., 2002). Portanto, a diferença nos picos e taxas de desenvolvimento de força entre os idosos mais e

menos funcionais podem estar relacionadas a uma maior potência muscular do grupo com maior nível de funcionalidade. Assim, a produção adequada e suficiente de força e potência ao redor das articulações do tornozelo e joelho é determinante para o desempenho de idosos durante a subida da escada e são necessárias para uma transposição segura de planos (BEAN *et al.*, 2003; 2007; BEAN *et al.*, 2002; CAVANAGH; MULFINGER; OWENS, 1997; LARSEN *et al.*, 2009, 2011). Dessa forma, idosos com alto nível de funcionalidade (GAF) tendem a apresentar maiores capacidades de gerar potência muscular e, conseqüentemente, mais facilidade para transitar em diferentes terrenos e planos. Sendo assim, a hipótese H<sub>1</sub> de que os grupos apresentariam diferenças nas forças aplicadas no solo foi parcialmente aceita, pois foram encontradas diferenças apenas nas forças verticais.

Uma maior capacidade de produzir força e potência muscular também pode alterar a velocidade e tempo de deslocamento (BOUISSET, 2008; LARSEN *et al.*, 2008). De fato, foram encontradas menores velocidades e maiores tempos para o grupo de menor capacidade funcional (GBF). Larsen *et al.* (2011) realizaram um treino de potência de 12 semanas com 23 idosos (69.7 ± 3.4 anos) e detectaram melhoras na potência muscular, nas taxas de carregamento e descarregamento, os quais foram associados a um aumento da velocidade de subida da escada. Aumentos na velocidade e diminuições no tempo de subida têm sido associados à diminuição do risco de quedas na transposição de planos (LARSEN *et al.*, 2009; MONTERO-ODASSO *et al.*, 2005; OH-PARK; WANG; VERGHESE, 2011). Logo, a hipótese H<sub>2</sub> de que os grupos revelariam diferenças nos parâmetros espaço-temporais na subida foi aceita.

Além de apresentar menor velocidade de deslocamento, o grupo de menor capacidade funcional (GBF) apresentou maior ângulo do vetor resultante das forças de reação do solo durante a perda de contato do pé com o solo. Uma menor velocidade de deslocamento permite um melhor controle do equilíbrio (MICHEL-PELLEGRINO *et al.*, 2008) e possibilita uma melhor aproximação do obstáculo, o que demanda um maior ângulo do vetor resultante durante a saída do pé da plataforma. O estudo de Michel-Pellegrino *et al.*, (2008) aponta que em maiores velocidades de deslocamento da marcha, a distância do pé em relação ao primeiro degrau é maior, o que pode levar a um menor ângulo do vetor resultante das forças de reação do solo (MICHEL-PELLEGRINO *et al.*, 2008). A necessidade de projetar o

centro de massa mais horizontalmente (menor ângulo do vetor resultante das forças de reação do solo) requer respostas rápidas nas articulações do joelho e maior controle na articulação do quadril da perna de balanço. Dessa forma, o controle da flexão do quadril e do joelho demonstra ser importante na determinação de tropeços (CHOU; DRAGANICH, 1998; MCFADYEN; MAGNAN; BOUCHER, 1993). Assim, a hipótese H<sub>4</sub> de que existem diferenças entre os grupos no ângulo do vetor resultante das forças verticais e horizontais foi aceita.

As diferenças funcionais dos grupos resultaram em discrepâncias nos tempos percentuais das fases de apoio e balanço, no qual o grupo com menor funcionalidade apresentou as maiores durações. Essas discrepâncias podem caracterizar modificações nos mecanismos de controle postural. Uma diminuição do tempo de balanço minimiza o tempo gasto na fase de apoio simples, onde o controle do equilíbrio é precário e aumenta o tempo gasto em duplo apoio, favorecendo a manutenção do equilíbrio (MICHEL-PELLEGRINO *et al.*, 2008; PERSCH *et al.*, 2009). Apesar dessa estratégia auxiliar no controle postural, diminuições no tempo de balanço acarretam na aceleração da perna de balanço, o que restringe o tempo para flexão das articulações e reflete em uma menor distância de passagem do pé em relação ao obstáculo, aumentando o risco de tropeços (CHOU; DRAGANICH, 1998; PERSCH *et al.*, 2009). Assim, reitera-se a aceitação da hipótese H<sub>2</sub> de que os grupos revelariam diferenças nos parâmetros espaço-temporais na subida.

A magnitude do impulso necessário para elevar o centro de massa está relacionada à duração do apoio. O maior tempo de apoio do grupo de menor funcionalidade pode ser interpretada como uma importante estratégia para aumentar o impulso vertical. Maiores impulsos verticais e, conseqüentemente, impulsos resultantes do grupo de menor funcionalidade (GBF) sugerem uma maior demanda de energia para desempenhar a mesma tarefa que o grupo mais funcional (GAF) (MICHEL-PELLEGRINO *et al.*, 2008). As forças musculares requeridas durante a fase de apoio e o tempo disponível para desenvolver estas forças são determinantes na quantidade de energia despendida no movimento (MICHEL-PELLEGRINO *et al.*, 2008). Heise e Martin, (2001) realizaram um estudo com corredores e demonstraram uma correlação inversa entre o impulso vertical e o desempenho na corrida. Assim, corredores menos econômicos geram maiores impulsos que demandam maior recrutamento de fibras musculares (HEISE; MARTIN, 2001). Estas afirmações estão

de acordo com Larsen *et al.* (2008), que concluíram que o aumento da idade reflete diretamente na redução da capacidade de reserva funcional, ou seja, que idosos sobem escadas utilizando maior percentual de sua capacidade máxima de gerar força, o que indica um maior uso da força relativa. Essa redução pode resultar em fadiga muscular e um controle postural debilitado durante a subida da escada, o que também sugere maiores riscos de quedas (LARSEN *et al.*, 2008). Desta forma, a hipótese H<sub>3</sub> de que os grupos revelariam diferenças nos impulsos vertical, horizontal e resultante foi parcialmente aceita, devido a presença de diferenças apenas nos impulsos vertical e resultante.

O grupo com maior funcionalidade revelou maiores velocidades, menores tempos de apoio e maiores picos de força vertical, o que refletiu nas maiores taxas de carregamento e descarregamento. Um aumento nas taxas indica maior intensidade na transferência de peso (LARSEN *et al.*, 2008; PRINCE *et al.*, 1997) reflexo de uma melhor capacidade do grupo mais funcional em aplicar as forças em um menor espaço de tempo (CHRISTINA; CAVANAGH, 2002). Este resultado reitera a aceitação da hipótese H<sub>1</sub>, a qual afirma existirem diferenças entre os grupos na aplicação das forças no solo.

Os deslocamentos angulares máximos e mínimos das articulações do tornozelo, joelho e quadril não revelaram diferenças entre os grupos experimentais e são similares aqueles reportados para jovens e idosos nos estudos de Andriacchi *et al.* (1980), Hortobágyi *et al.* (2003), Nadeau *et al.* (2003) e Riener *et al.* (2002). No estudo de Hortobágyi *et al.* (2003) os deslocamentos angulares de jovens e idosos também foram similares durante a subida da escada. Provavelmente, para os idosos as amplitudes necessárias para subir escadas estão muito próximas das suas amplitudes articulares máximas, o que torna a transposição da escada uma tarefa que exige maior esforço no intuito de evitar tropeços (HORTOBÁGYI *et al.*, 2003; REEVES *et al.*, 2009). Esta relação entre a amplitude articular utilizada na tarefa e a máxima amplitude articular é acentuada com o envelhecimento. A principal causa de redução de amplitude articular máxima é a perda gradual de flexibilidade pelo idoso devido a processos fisiológicos naturais do ser humano, como a diminuição da quantidade de água no músculo, o aumento da orientação cristalina das fibras colágenas, a calcificação e substituição de fibras elásticas por colágenas (PRINCE



*et al.*, 1997). Assim, aceita-se a hipótese H<sub>5</sub>, a qual indica que não existem diferenças no deslocamento articular entre os grupos.

## 5.2 Descida

Na descida não foram encontradas diferenças entre os grupos de diferentes funcionalidades, exceto para a taxa de descarregamento e para o segundo pico de força horizontal. Talvez, o nível de funcionalidade não seja um fator limitante para descida de escadas. Entretanto, descer escadas é uma tarefa considerada três vezes mais perigosa do que subir escadas (TEMPLER; ARCHES; COHEN, 1985) e representa uma tarefa desafiadora para idosos .

Existem evidências de que o aumento da idade não interfere nas FRS aplicadas na descida da escada (REEVES *et al.*, 2008). Diferentemente da subida, a descida da escada é caracterizada por contrações predominantemente excêntricas dos músculos dos segmentos inferiores no intuito de reduzir os torques flexores (REEVES *et al.*, 2008). Com o avanço da idade há uma menor diminuição da força excêntrica quando comparada às reduções que ocorrem sobre a força concêntrica. Na força excêntrica, as reduções são de aproximadamente 9N por década, enquanto que as reduções na força concêntrica são de aproximadamente 30N para o mesmo interstício (HORTOBÁGYI *et al.*, 1995). Dessa forma, a força muscular parece não ter sido um fator altamente limitante durante a descida da escada (CHRISTINA; CAVANAGH, 2002; HORTOBÁGYI *et al.*, 2003; STACOFF *et al.*, 2005). Reeves *et al.* (2008) encontraram similaridade nas FRS entre jovens e idosos, entretanto observaram diferentes distribuições dos momentos articulares. Os idosos atingiram valores de momento muito próximos de suas capacidades máximas, o que torna a tarefa desafiadora (REEVES *et al.*, 2008)

As diferenças encontradas na taxa de descarregamento e no segundo pico de força ântero-posterior revelam uma saída do pé do solo mais vigorosa pelo grupo com maior funcionalidade. Ambas as variáveis se encontram na fase de pré-balanço, a qual é caracterizada por gerar forças propulsivas. Esta maior capacidade de impulsionar o corpo sugere um melhor controle do equilíbrio pelo idoso mais

funcional e, conseqüentemente, uma maior segurança para descer escadas (CHRISTINA; CAVANAGH, 2002). No estudo de Pijnappels; Bobbert; Diee, (2005) idosos sem histórico de quedas revelaram maiores controle de momentos articulares no tornozelo que idosos que caem. Essa diferença refletiu em maiores chances de recuperação do equilíbrio após um tropeço (PIJNAPPELS; BOBBERT; DIEE, 2005), o que provavelmente incide em uma maior segurança ao idoso. Idosos com baixas capacidades funcionais possuem menos segurança na transposição de escadas (HAMEL; CAVANAGH, 2004). Dessa forma, talvez o grupo com menor funcionalidade tenha diminuído suas forças propulsivas devido a menor capacidade de geração de momento na articulação do tornozelo e uma conseqüente menor segurança no cumprimento da tarefa. Provavelmente esta tenha sido uma estratégia mais conservadora e cautelosa aplicada no intuito de controlar melhor a descida (CHRISTINA; CAVANAGH, 2002). Portanto, a hipótese H<sub>6</sub> de que existem diferenças entre os grupos nas forças aplicadas no solo na descida foi parcialmente aceita.

Os parâmetros cinemáticos também não revelaram diferenças entre os grupos. Alguns trabalhos relacionando jovens e idosos com a descida da escada encontraram similaridade entre os deslocamentos angulares, demonstrando que os idosos têm capacidade de cumprir com as demandas cinemáticas da tarefa (HORTOBÁGYI *et al.*, 2003; MIAN *et al.*, 2007b; REEVES *et al.*, 2008). Entretanto, os idosos operam muito próximo das suas máximas amplitudes articulares (MIAN *et al.*, 2007b; REEVES *et al.*, 2008), o que torna a descida da escada propícia a quedas. Mian *et al.*, (2007) realizaram um treinamento com idosos (73,3 ± 4 anos) com duração de 12 meses, 3 vezes por semana e obtiveram melhoras no teste funcional TUG e ganhos de massa muscular, força e potência, os quais não foram refletidos em melhora nos deslocamentos angulares e em maior velocidade de transposição da escada. Isto revela uma independência da idade e do nível de funcionalidade no deslocamento angular na descida da escada. Isto posto, aceita-se a hipótese H<sub>8</sub> que indica que não existem diferenças entre os grupos nos ângulos das articulações do tornozelo, joelho e quadril.

No presente estudo os grupos não revelaram diferenças nos parâmetros espaço-temporais da marcha, resultado que também foi encontrado por Mian *et al.* (2005). Assim como no estudo de Mian *et al.* (2007) provavelmente a escada

utilizada no presente trabalho é muito curta, o que impossibilita a detecção de mudanças na velocidade. Outro fator se refere ao fato de que os idosos do presente estudo não são extremamente fragilizados (MIAN *et al.*, 2007). Exemplo disso foi a capacidade de todos os participantes descenderem as escadas sem o auxílio de um corrimão. Sendo assim, a hipótese H<sub>7</sub> que indica existirem diferenças entre os grupos nas variáveis espaço-temporais foi rejeitada.

## 6 CONCLUSÃO

A partir dos resultados encontrados, foi possível identificar que o nível de funcionalidade do idoso interfere na maneira com que ele sobe escadas, provavelmente devido a diferenças na capacidade de manutenção do equilíbrio e de geração de força e potência musculares. Na subida, o grupo com menor capacidade funcional revelou menor velocidade e menores forças verticais de reação do solo, o que fez com que adotassem algumas estratégias no intuito de manter o equilíbrio e completar a tarefa com segurança. Essas estratégias envolveram aumentos do ângulo resultante de saída do pé da plataforma de força, aumentos do tempo de apoio e do impulso vertical. Por outro lado, estas estratégias podem aumentar o risco de tropeços na subida da escada.

Os grupos evidenciaram diferenças nos deslocamentos angulares utilizados na transposição entre os terrenos, semelhanças estas que também foram encontradas entre jovens e idosos.

Ao contrário do que se esperava, o nível de funcionalidade dos idosos não interferiu nas FRS na descida da escada, o que pode indicar uma ausência de relação entre a funcionalidade e a descida da escada ou ainda, a possibilidade de haverem outros fatores intervenientes na tarefa, como a maneira com que estes

idosos aplicam as forças e utilizam suas amplitudes articulares. Em adição, a menor perda na força excêntrica em função da idade pode ter contribuído para que tais semelhanças fossem encontradas.

As ações realizadas para cumprir a tarefa, especialmente durante a descida, em um número reduzido de degraus podem não corresponder àquelas encontradas em ambientes nos quais o número de degraus é maior. Apesar de estarem presos a um aparato de segurança, a inexistência de corrimão na escada pode ter gerado uma insegurança nos idosos, o que pode influenciar nos resultados. Para o estudo foram recrutados apenas idosos ativos. A aplicação do mesmo estudo em idosos inativos possivelmente revelaria resultados ainda mais discrepantes.

## REFERÊNCIAS

ALEXANDRE, T. S.; MIZUTA, S. K. Accuracy of Timed Up and Go Test for screening risk of falls among community-dwelling elderly. , v. 16, n. 5, p. 381-388, 2012.

ALTER, M.J. **Ciência da flexibilidade**. 2ª Ed, Porto Alegre: Artes Médicas Sul, 1999.

AMERICAN GERIATRICS SOCIETY. Guideline for the Prevention of Falls in Older Persons. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 49, n. 5, p. 664-672, 2001.

ANDRIACCHI, T. P.; ANDERSSON, G. B.; FERMIER, R. W.; STERN, D.; GALANTE, J. O. A study of lower-limb mechanics during stair-climbing. **The Journal of Bone and Joint Surgery**, v. 62, n. 5, p. 749-757, 1980.

BARAK, Y.; WAGENAAR, R. C.; HOLT, K. G. Gait characteristics of elderly people with a history of falls: a dynamic approach. **Physical therapy**, v. 86, n. 11, p. 1501-10, 2006.

BARBANTI, V.J. **Teoria e prática do treinamento esportivo**. 2.ed. São Paulo: Edgard Blucher, 1997. 214 p.

BEAN, J. F.; HERMAN, S.; MPH, D. K. K.; BS, D. C. Weighted Stair Climbing in Mobility-Limited Older People: A Pilot Study. **American Geriatrics Society**, v. 50, p. 663-670, 2002.

BEAN, J. F.; KIELY, D. K.; HERMAN, S. et al. The relationship between leg power and physical performance in mobility-limited older people. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 50, n. 3, p. 461-7, 2002.

BEAN, J. F.; KIELY, D. K.; LAROSE, S.; ALIAN, J.; FRONTERA, W. R. Is stair climb power a clinically relevant measure of leg power impairments in at-risk older adults? **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 88, n. 5, p. 604-9, 2007.

BEAN, J. F.; LEVEILLE, S. G.; KIELY, D. K. et al. A comparison of leg power and leg strength within the InCHIANTI study: which influences mobility more? **The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences**, v. 58, n. 8, p. 728-33, 2003.

BEAUCHET, O.; FANTINO, B.; ALLALI, G.; MUIR, S. W.; ANNWEILER, C. Timed up and go test and risk of falls in older adults: a systematic review. **The journal of Nutrition, Health & Aging**, v. 15, n. 10, p. 6-11, 2011.

BENTO, P. C. B.; RODACKI, A. L. F.; HOMANN, D.; LEITE, N. Exercícios físicos e redução de quedas em idosos: uma revisão sistemática. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v. 12, n. 6, p. 470-478, 2010.

BISCHOFF, HEIKE, A.; STÄHELIN, H. B.; MONSCH, A. U. et al. Identifying a cut-off point for normal mobility: a comparison of the timed "up and go" test in community-dwelling and institutionalised elderly women. **Age and ageing**, v. 32, n. 3, p. 315-320, 2003.

BLANKE, D. J.; HAGEMAN, P. A. Comparison of Gait of Young Men and Elderly Men. **Physical Therapy**, v. 69, p. 144-148, 1989.

BOSSE, I.; OBERLÄNDER, K. D.; SAVELBERG, H. H. et al. Dynamic stability control in younger and older adults during stair descent. **Human movement science**, v. 31, n. 6, p. 1560-70, 2012.

BOUISSET, S.; DO, M. Posture, dynamic stability, and voluntary movement Posture, stabilité dynamique et mouvement volontaire. **Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology**, v. 38, p. 245-362, 2008.

BRUNNER, F.; SCHMID, A.; SHEIKHZADEH, A. et al. Effects of aging on Type II muscle fibers: a systematic review of the literature. **Journal of aging and physical activity**, v. 15, n. 3, p. 336-48, 2007.

BUSSAB, W. DE O.; MIAZAKI, É. S.; ANDRADE, D. F. DE. **Introdução à Análise de Agravamentos**. São Paulo: IME - USP, 1990.

BUTLER, EE.; DRUZIN, M.; SULLIVAN, E.V. **Gait adaptations in adulthood: pregnancy, aging and alcoholism**. In: ROSE, J.; GAMBLE, J.G. Human Walking, 3<sup>a</sup> ed. Lippincott Williams and Wilkins, 2006, cap. 8, p. 131-147.

CABRAL, A. L. L. **Tradução e validação do teste Timed Up & Go e sua correlação com diferentes alturas da cadeira**, 2011. Universidade Católica de Brasília.

CANDOW, D. G.; CHILIBECK, P. D. Differences in Size , Strength , and Power of Upper and Lower Body Muscle Groups in Young and Older Men. **Journal of Gerontology: Biological Sciences**, v. 60, n. 2, p. 148-157, 2005.

CAVANAGH, PETER R.; MULFINGER, LORRAINE M.; OWENS, A. How do the elderly negotiate stairs. **Muscle & nerve**, v. 5, p. S52 - S55, 1997.

CENTERS FOR DISEASE CONTROL AND PREVENTION. **Morbidity and Mortality Weekly Report**. v.57, n.9, 2008.

CHAO, E. Y.; LAUGHMAN, R. K.; SCHNEIDER, E.; STAUFFER, R. N. Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking. **Journal of biomechanics**, v. 16, n. 3, p. 219-233, 1983.

CHIBA, H.; EBIHARA, S.; TOMITA, N.; SASAKI, H.; BUTLER, J. P. Differential gait kinematics between fallers and non-fallers in community-dwelling elderly people. **Geriatrics and Gerontology International**, v. 5, n. 2, p. 127-134, 2005.

CHOU, L. S.; DRAGANICH, L. F. Placing the trailing foot closer to an obstacle reduces flexion of the hip, knee, and ankle to increase the risk of tripping. **Journal of Biomechanics**, v. 31, n. 8, p. 685-691, 1998. .

CHRISTINA, K. A; CAVANAGH, PETER R. Ground reaction forces and frictional demands during stair descent: effects of age and illumination. **Gait & Posture**, v. 15, n. 2, p. 153-158, 2002.

CLARK, B. C.; MANINI, T. M. Functional consequences of sarcopenia and dynapenia in the elderly. **Current opinion in clinical nutrition and metabolic care**, v. 13, n. 3, p. 271-6, 2010.

CLARK, B. C.; MANINI, T. M. What is dynapenia? **Nutrition (Burbank, Los Angeles County, Calif.)**, v. 28, n. 5, p. 495-503, 2012.

CLARK, D. J.; FIELDING, R. A. Neuromuscular Contributions to Age-Related Weakness. **Journal of Gerontology: Medical Sciences**, v. 67, n. 1, p. 41-47, 2012.

CONNELL, B. R.; WOLF, S. L. Environmental and Behavioral Circumstances Associated With Falls at Home Among Healthy Elderly Individuals. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 78, n. February, p. 179-186, 1997.

CSUKA, M.; MCCARTY, D. J. Simple Method for Measurement of Lower Extremity Muscle Strength. **The american Journal of Medicine**, v. 78, p. 77-81, 1985.

CUMMING, R. G.; SALKELD, G.; THOMAS, M.; SZONYI, G. Prospective Study of the Impact of Fear of Falling on Activities of Daily Living, SF-36 scores, and Nursing

Home Admission. **Journal of Gerontology: Medical Sciences**, v. 55, n. 5, p. 299-305, 2000.

CUMMINGS, STEVEN R.; NEVITT, M.; BROWNER, W. S. et al. Risk factors for hip fracture in white women. **The New England journal of medicine**, v. 332, n. 12, p. 767-773, 1995.

DELMONICO, M. J.; HARRIS, T. B.; VISSER, M. et al. Longitudinal study of muscle strength , quality , and adipose tissue infiltration. **American journal of clinical nutrition**, v. 90, p. 1579-1585, 2009.

FIGUEIREDO, K.M.O.B.; LIMA, K.C.; GUERRA, R.O. Instrumentos de avaliação do equilíbrio corporal em idosos. **Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano**. v. 9, n.4, p. 408-13, 2007.

FOLDVARI, M.; CLARK, M.; LAVIOLETTE, L. C. et al. Association of Muscle Power With Functional Status in Community-Dwelling Elderly Women. **Journal of Gerontology: Medical Sciences**, v. 55, n. 4, p. 192-199, 2000.

FRIED, L. P.; FETTUCCI, L.; DARER, J.; WILLIAMSON, J. D.; ANDERSON, G. Untangling the Concepts of Disability , Frailty , and Comorbidity: Implications for Improved Targeting and Care. **Journal of Gerontology: Medical Sciences**, v. 59, n. 3, p. 255-263, 2004.

FRONTERA, W. R.; HUGHES, V. A.; FIELDING, R. A. et al. Aging of skeletal muscle : a 12-yr longitudinal study. **Journal of Applied Physiology**, v. 88, p. 1321-1326, 2000.

FRONTERA, W. R.; HUGHES, V. A.; KRIVICKAS, L. S.; ROUBENOFF, R. Contractile Properties of Aging Skeletal Muscle. **International Journal of Sport Nutrition and Exercise Metabolism**, v. 11, p. 16-20, 2001.

GARCIA, R.; LEME, M. D.; GARCEZ-LEME, L. E. Clinical sciences evolution of brazilian elderly with hip fracture secondary to a fall. v. 61, n. 6, p. 539-544, 2006.

GOODPASTER, B. H.; PARK, S. W.; HARRIS, T. B. et al. The loss of skeletal muscle strength, mass, and quality in older adults: the health, aging and body composition study. **The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences**, v. 61, n. 10, p. 1059-64, 2006.

GURALNIK, J M; FERRUCCI, L; SIMONSICK, E M; SALIVE, M E; WALLACE, R B. Lower-extremity function in persons over the age of 70 years as a predictor of subsequent disability. **The New England journal of medicine**, v. 332, n. 9, p. 556-61, 1995.

GURALNIK, J. Assessment of physical performance and disability in older persons. **Muscle & nerve**, v. Supplement, p. S14-16, 1997.

GURALNIK, J.; SIMONSICK, ELEANOR M.; FERRUCCI, LUIGI; et al. Short Physical Performance Battery Assessing Lower Extremity Function: Association With Self-

Reported Disability and Prediction of Mortality and Nursing Home Admission. **Medical sciences**, v. 49, n. 2, p. M85-94, 1994.

GURALNIK, JACK M; FERRUCCI, LUIGI; PIEPER, C. F. et al. Lower Extremity Function and Subsequent Disability : Consistency Across Studies , Predictive Models , and Value of Gait Speed Alone Compared With the Short Physical Performance Battery. **Journal of Gerontology: Medical Sciences**, v. 55, n. 4, p. 221-231, 2000.

GURALNIK, JACK M; FRIED, L. P.; SALIVE, MARCEL E. Disability as a public health outcome in the aging population. **Annual Reviews Public Health**, v. 17, p. 25-46, 1996.

HÄKKINEN, K.; PAKARINEN, A.; KRAEMER, W. J. et al. Selective muscle hypertrophy , changes in EMG and force , and serum hormones during strength training in older women. **Journal of Applied Physiology**, v. 91, p. 569-580, 2001.

HAMEL, K. A; CAVANAGH, PETER R. Stair performance in people aged 75 and older. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 52, n. 4, p. 563-567, 2004.

HAMEL, K. A; OKITA, N.; BUS, S. A; CAVANAGH, PETER R. A comparison of foot/ground interaction during stair negotiation and level walking in young and older women. **Ergonomics**, v. 48, n. 8, p. 1047-1056, 2005.

HAMEL, K. A.; OKITA, N.; HIGGINSON, J. S.; CAVANAGH, PETER R. Foot clearance during stair descent: effects of age and illumination. **Gait & Posture**, v. 21, n. 2, p. 135-140, 2005..

HARRIS, T.; KOVAR, M. G.; SUZMAN, R.; KLEINMAN, J. C.; FELDMAN, J. J. Longitudinal Study of Physical Ability in the Oldest-Old. , v. 79, n. 6, p. 698-702, 1989.

HAYES, W. C.; MYERS, E. R.; ROBINOVITCH, S. N. et al. Etiology and prevention of age-related hip fractures. **Bone**, v. 18, n. 1 Suppl, p. 77S-86S, 1996.

HEISE, G. D.; MARTIN, P. E. Are variations in running economy in humans associated with ground reaction force characteristics ? **European journal of applied physiology**, v. 84, p. 438-442, 2001.

HEMENWAY, D.; SOLNICK, S. J.; KOECK, C.; KYTIR, J. The incidence of stairway injuries in Austria. **Accident, analysis and Prevention**, v. 26, n. 5, p. 675-679, 1994.

HICKS-LITTLE, C. A; PEINDL, R. D.; FEHRING, T. K. et al. Temporal-spatial gait adaptations during stair ascent and descent in patients with knee osteoarthritis. **The Journal of arthroplasty**, v. 27, n. 6, p. 1183-9, 2012.

VAN DEN HOMBERGH, C. E. J.; SCHOUTEN, E. G.; VAN STAVEREN, W. A.; VAN AMELSVOORT, L. G. P. M.; KOK, F. J. Physical activities of noninstitutionalized Dutch elderly and characteristics of inactive elderly. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 27, n. 3, p. 334-339, 1995.



HORTOBÁGYI, T.; MIZELLE, C.; BEAM, S.; DEVITA, P. Old adults perform activities of daily living near their maximal capabilities. **The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences**, v. 58, n. 5, p. M453-60, 2003.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA (IBGE), Censo 2010. Disponível:  
[http://www.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/censo2010/caracteristicas\\_da\\_populacao/caracteristicas\\_da\\_populacao\\_tab\\_pdf.shtm](http://www.ibge.gov.br/home/estatistica/populacao/censo2010/caracteristicas_da_populacao/caracteristicas_da_populacao_tab_pdf.shtm) Acesso em 05/10/2012 às 11:00.

KAMEN, G.; SISON, S. V; DU, C. C.; PATTEN, C. Motor unit discharge behavior in older adults during maximal-effort contractions . **Journal of Applied Physiology**, v. 79, n. 6, p. 1908-1913, 1995.

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

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

LARSEN, A H.; CASEROTTI, P.; PUGGAARD, LIS; AAGAARD, PER. Stair-ascent performance in elderly women: effect of explosive strength training. **Journal of aging and physical activity**, v. 19, n. 2, p. 117-36, 2011.

LARSEN, A H.; SØRENSEN, H.; PUGGAARD, L; AAGAARD, P. Biomechanical determinants of maximal stair climbing capacity in healthy elderly women. **Scandinavian journal of medicine & science in sports**, v. 19, n. 5, p. 678-86, 2009.

LARSEN, A. H.; PUGGAARD, LIS; HÄMÄLÄINEN, U.; AAGAARD, PER. Comparison of ground reaction forces and antagonist muscle coactivation during stair walking with ageing. **Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology**, v. 18, n. 4, p. 568-80, 2008.

LEITNER, M.; SCHMID, S.; HILFIKER, R.; RADLINGER, L. Test-retest reliability of vertical ground reaction forces during stair climbing in the elderly population. **Gait & posture**, v. 34, n. 3, p. 421-5, 2011.

LEXELL, J. A. N.; TAYLOR, C. C. Variability in muscle fibre areas in whole human quadriceps muscle : effects of increasing age. **Journal of Anatomy**, v. 174, p. 239-249, 1991.

LUSARDI, M. M.; PELLECCIA, G. L.; SCHULMAN, M. Functional Performance in Community Living Older Adults. **Journal of Geriatric Physical Therapy**, v. 26, n. 3, p. 14-22, 2003.

MASUD, T.; MORRIS, R. O. Epidemiology of falls. **Age and ageing**, v. 30, n. S4, p. 3-7, 2001.

MCCARTHY, E. K.; HORVAT, M. A.; HOLTSBERG, P. A.; WISENBAKER, J. M. Repeated Chair Stands as a Measure of Lower Limb Strength in Sexagenarian Women. **Journal of Gerontology: Medical Sciences**, v. 59, n. 11, p. 1207-1212, 2004.

MCFADYEN, B. J.; MAGNAN, G. A.; BOUCHER, J. P. Anticipatory locomotor adjustments for avoiding visible , fixed obstacles of varying proximity . **Human Movement Science**, v. 12, p. 259-272, 1993.

MCFADYEN, B. J.; WINTER, D. A. An integrated biomechanical analysis of normal stair ascent and descent. **Journal of biomechanics**, v. 21, n. 9, p. 733-44, 1988.

METTER, E. J.; CONWIT, R.; TOBIN, J.; FOZARD, J. L. Age-Associated Loss of Power and Strength in the Upper Extremities in Women and Men. **Journal of Gerontology: Biological Sciences**, v. 52, n. 5, p. 267-276, 1997.

MIAN, O.; NARICI, M.V.; MINETTI, A.; BALZOPoulos, V. Centre of mass motion during stair negotiation in young and older men. **Gait & Posture**, v. 26, n. 3, p. 463-9, 2007.

MIAN, O. S.; THOM, J. M.; NARICI, M. V; BALZOPoulos, V. Kinematics of stair descent in young and older adults and the impact of exercise training. **Gait & posture**, v. 25, n. 1, p. 9-17, 2007.

MICHEL-PELLEGRINO, V.; HWQAON, D.; HOGREL, J.-Y.; DUCHÊNE, J. Biomechanical analysis of older adults stepping up: a method of evaluating balance. **Journal of aging and physical activity**, v. 16, n. 2, p. 171-87, 2008.

MINISTÉRIO DA SAÚDE – GOVERNO FEDERAL BRASILEIRO. Disponível: [http://portal.saude.gov.br/portal/saude/visualizar\\_texto.cfm?idtxt=33674&janela=1](http://portal.saude.gov.br/portal/saude/visualizar_texto.cfm?idtxt=33674&janela=1) acessado em 31/09/2012 às 23:00.

MISZKO, T. A; CRESS, M. E.; SLADE, J. M. et al. Effect of strength and power training on physical function in community-dwelling older adults. **The journals of gerontology. Series A, Biological sciences and medical sciences**, v. 58, n. 2, p. 171-5, 2003.

MONTERO-ODASSO, M.; SCHAPIRA, M.; SORIANO, E. R. et al. Gait Velocity as a Single Predictor of Adverse Events in Healthy Seniors Aged 75 Years and Older. , v. 60, n. 10, p. 1304-1309, 2005.

NARICI, M V; MAGANARIS, C. N.; REEVES, N. D.; CAPODAGLIO, P. Effect of aging on human muscle architecture. **Journal of applied physiology**, v. 95, n. 6, p. 2229-34, 2003.

NARICI, M. V.; MAGANARIS, C. N. Adaptability of elderly human muscles and tendons to increased loading. **Journal of Anatomy**, v. 208, p. 433-443, 2006.

NEVITT, M. C.; CUMMINGS, S. R.; KIDD, S.; BLACK, D. Risk factors for recurrent nonsyncopal falls . A prospective study . **The journal of the American Medical Association**, v. 261, n. 18, p. 2663-2668, 1989.

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

OH-PARK, M.; WANG, C.; VERGHESE, J. Stair negotiation time in community-dwelling older adults: normative values and association with functional decline. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 92, n. 12, p. 2006-11, 2011.

OSTROSKY, K. M.; VANSWEARINGEN, J. M.; BURDETT, R. G.; GEE, Z. A Comparison of Gait Characteristics in Young and Old Subjects. **Physical Therapy**, v. 74, p. 637-644, 1994.

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. São Paulo, 2001.

PERRACINI, M. R.; RAMOS, L. R. Fatores associados a quedas em uma coorte de idosos residentes na comunidade. **Revista de saúde pública**, v. 36, n. 6, p. 709-716, 2002.

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

PERSCH, L. N.; UGRINOWITSCH, C.; PEREIRA, G.; RODACKI, A. L. F. Strength training improves fall-related gait kinematics in the elderly: a randomized controlled trial. **Clinical biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 24, n. 10, p. 819-25, 2009.

PIJNAPPELS, M.; BOBBERT, M. F.; DIEE, J. H. VAN. Push-off reactions in recovery after tripping discriminate young subjects , older non-fallers and older fallers. , v. 21, p. 388-394, 2005.

PODSIADLO, D.; RICHARDSON, S. The timed " Up & Go ": a test of basic functional mobility for frail elderly persons . **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 39, n. 2, p. 142-148, 1991.

PRENTICE, S. D.; HASLER, E. N.; GROVES, J. J.; FRANK, J. S. Locomotor adaptations for changes in the slope of the walking surface. **Gait & posture**, v. 20, n. 3, p. 255-65, 2004.

PRINCE, F.; CORRIVEAU, H.; HÉBERT, R.; WINTER, DAVID A. Gait in elderly. **Gait & posture**, v. 5, p. 128-135, 1997.

PROTOPAPADAKI, A.; DRECHSLER, W. I.; CRAMP, M. C.; COUTTS, F. J.; SCOTT, O. M. Hip, knee, ankle kinematics and kinetics during stair ascent and

descent in healthy young individuals. **Clinical biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 22, n. 2, p. 203-10, 2007.

REEVES, N D; SPANJAARD, M; MOHAGHEGHI, A A; BALZPOULOS, V; MAGANARIS, C N. Older adults employ alternative strategies to operate within their maximum capabilities when ascending stairs. **Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology**, v. 19, n. 2, p. e57-68, 2009.

REEVES, NEIL D; SPANJAARD, MARCEL; MOHAGHEGHI, A. A; BALZPOULOS, VASILIOS; MAGANARIS, CONSTANTINOS N. The demands of stair descent relative to maximum capacities in elderly and young adults. **Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology**, v. 18, n. 2, p. 218-27, 2008.

RIENER, R.; RABUFFETTI, M.; FRIGO, C. Stair ascent and descent at different inclinations. **Gait & posture**, v. 15, n. 1, p. 32-44, 2002.

RIKLI, R. E.; JONES, J. C. Development and validation of a functional fitness test for community-residing older adults. **Journal of aging and physical activity**, v. 7, p. 129-161, 1999.

ROGERS, M. E.; ROGERS, N. L.; TAKESHIMA, N.; ISLAM, M. M. Methods to assess and improve the physical parameters associated with fall risk in older adults. **Preventive Medicine**, v. 36, n. 3, p. 255-264, 2003.

ROSE, Jessica; GAMBLE, James G. **Human walking**. 3ª edição. Baltimore : Williams & Wilkins, 2006.

RUBENSTEIN, L. Z. Falls in older people : epidemiology , risk factors and strategies for prevention. **Age and ageing**, v. 35, n. S2, p. 37-41, 2006.

S. REDFERN, M.; DIPASQUALE, J. Biomechanics of descending ramps. **Gait & Posture**, v. 6, n. 2, p. 119-125, 1997.

SADIGH, S.; REIMERS, A.; ANDERSSON, R.; LAFLAMME, L. Falls and fall-related injuries among the elderly: a survey of residential-care facilities in a Swedish municipality. **Journal of community health**, v. 29, n. 2, p. 129-40, 2004.

SAMUEL, D.; ROWE, P.; HOOD, V.; NICOL, A. The biomechanical functional demand placed on knee and hip muscles of older adults during stair ascent and descent. **Gait & posture**, v. 34, n. 2, p. 239-44, 2011.

SHEEHAN, R. C.; GOTTSCHALL, J. S. At similar angles, slope walking has a greater fall risk than stair walking. **Applied ergonomics**, v. 43, n. 3, p. 473-8, 2012.

SHEPHARD, R. J. What is the optimal type of physical activity to enhance health ? **British journal of sports medicine**, v. 31, p. 277-284, 1997.

SHUMWAY-COOK, A.; BRAUER, S.; WOOLLACOTT, M. Research Report Predicting the Probability for Falls in Community-Dwelling Older Adults Using the Timed Up & Go Test. **Physical Therapy**, v. 80, p. 896-903, 2000.

SIMONEAU, G. G.; CAVANAGH, P R; ULBRECHT, J. S.; LEIBOWITZ, H. W.; TYRRELL, R. A. The influence of visual factors on fall-related kinematic variables during stair descent by older women. **Journal of gerontology**, v. 46, n. 6, p. M188-95, 1991.

SIQUEIRA, F. V.; SILVA, D.; PICCINI, R. X.; TOMASI, E.; THUMÉ, E. Prevalência de quedas em idosos no Brasil : uma análise nacional. **Caderno de Saúde Pública**, v. 27, n. 9, p. 1819-1826, 2011.

STACOFF, A.; DIEZI, C.; LUDER, G.; STÜSSI, E.; KRAMERS-DE QUERVAIN, I. A. Ground reaction forces on stairs: effects of stair inclination and age. **Gait & posture**, v. 21, n. 1, p. 24-38, 2005.

STARTZELL, J. K.; OWENS, D. A; MULFINGER, L M; CAVANAGH, P R. Stair negotiation in older people: a review. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 48, n. 5, p. 567-80, 2000.

SVANSTROM, L. Falls on stairs : an epidemiological accident study. **Scandinavian Journal of Social Medicine**, v. 2, n. 3, p. 113-120, 1974.

TEMPLER, J.; ARCHES, J.; COHEN, H. H. Study of Factors Associated with Risk of Work-Related Stairway Falls. , v. 16, n. 4, p. 183-196, 1985.

THIGPEN, M. T.; LIGHT, K. E.; CREEL, G. L.; FLYNN, S. M. Research Report Turning Difficulty Characteristics of Adults Aged 65 Years or Older. **Physical Therapy**, v. 80, p. 1174-1187, 2000.

TIEDEMANN, A. C.; SHERRINGTON, C.; LORD, S. R. Physical and psychological factors associated with stair negotiation performance in older people. **The journals of gerontology Series A Biological sciences and medical sciences**, v. 62, n. 11, p. 1259-1265, 2007.

TINETTI, M E; SPEECHLEY, M.; GINTER, S. F. Risk factors for falls among elderly persons living in the community . **The New England journal of medicine**, v. 319, n. 26, p. 1701-1707, 1988.

TINETTI, MARY E; MENDES DE LEON, C.; DOUCETTE, J. T.; I, B. D. Fear of falling and fall-related efficacy in relationship to functioning among community-living elders . **Journal of Gerontology**, v. 49, n. 3, p. 140-147, 1994.

TINETTI, MARY E; WILLIAMS, C. S. The Effect of Falls and Fall Injuries on Functioning in Community-Dwelling Older Persons. **Journal of Gerontology: Medical Sciences**, v. 53, n. 2, p. 112-119, 1998.

U.S BUREAU OF LABOR STATISTICS. **Census of Fatal and non-fatal occupational injuries**. 2007.

U.S BUREAU OF LABOR STATISTICS. **Census of Fatal and non-fatal occupational injuries**. 2010.

VANDERVOORT, A. A. Aging of the human neuromuscular system. **Muscle & nerve**, v. 35, p. 17-25, 2002.

VAUGHAN, C. L.; DAVIS, B.; JEREMY, O. **Dynamics of Human Gait**. 2nd ed. Cape Town, África do Sul: Kiboho Publishers, 1992.

WHITNEY, S. L.; WRISLEY, D. M.; MARCHETTI, G. F.; GEE, M. A.; REDFERN, M. S. Clinical Measurement of Sit-to-Stand Performance in People With Balance Disorders : Validity of Data for the Five-Times-Sit-to-Stand Test. **Physical Therapy**, v. 85, n. 10, p. 1034 - 1045, 2005.

WILLIAMSON, J. D.; FRIED, L. P. Characterization of Older Adults Who Attribute Functional Decrements to "Old Age". **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 44, n. 12, p. 1429-1434, 1996.

WINTER, D.A. **Biomechanics and motor control of human movement**. 2<sup>a</sup> ed., Waterloo: University of Waterloo Press, 1990.

WINTER, D A. Human balance and posture standing and walking control during standing and walking. **Gait & posture**, v. 3, n. 4, p. 193-214, 1995.

ZACHAZEWSKI, J. E.; RILEY, P. O.; KREBS, D. E. Biomechanical analysis of body mass transfer during stair ascent and descent of healthy subjects. **Journal Of Rehabilitation Research And Development**, v. 30, n. 4, p. 412-22, 1993.

ZIETZ, D.; JOHANNSEN, L.; HOLLANDS, M. Stepping characteristics and Centre of Mass control during stair descent: Effects of age, fall risk and visual factors. **Gait & posture**, v. 34, n. 2, p. 279-84, 2011.

## APÊNDICES

APÊNDICE 1 – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO .....	79
APÊNDICE 2 - FICHA DE ANAMNESE CLÍNICA E HISTÓRICO DE QUEDAS .....	82
APÊNDICE 3 – TESTES FUNCIONAIS .....	86

## APÊNDICE 1

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Nós, Júlia Veronese Marcon de Carli e André Luiz Felix Rodacki pesquisadores da Universidade Federal do Paraná, estamos convidando o(a) senhor(a), que tem 60 anos ou mais a participar de um estudo com o título “**ANÁLISE DA MARCHA NA ESCADA DE IDOSOS COM DIFERENTES FUNCIONALIDADES**”. É através de pesquisas clínicas que ocorrem os avanços importantes em todas as áreas, e sua participação é fundamental para o êxito deste estudo.

- a) O objetivo desta pesquisa é analisar como você sobe e desce de uma escada.
- b) Caso você participe da pesquisa, será necessário responder um questionário sobre sua saúde, fazer alguns testes físicos simples como sentar e levantar de uma cadeira e subir e descer de uma escada. Para participar do projeto o(a) senhor(a) deve conseguir subir uma escada alternando os pés e sem precisar utilizar um corrimão. O Sr.(a) também deverá conseguir andar sem auxílio de artefatos como bengalas ou andadores.
- c) Para tanto você deverá comparecer no Centro de Estudos de Comportamento Motor (CECOM) localizado no Departamento de Educação Física (DEF) para realizar as avaliações, que consistem nos testes físicos e na subida e descida de uma escada. Os testes serão feitos em apenas um dia e terão duração de aproximadamente 2 horas.



- d) Alguns riscos podem relacionados ao estudo podem ser: tropeçar ou escorregar na subida e descida da escada, porém o Sr.(a) estará com um colete de segurança e o avaliador estará próximo para qualquer evento.
- e) O benefício esperado com essa pesquisa é identificar fatores que influenciam no subir e descer escadas, a fim de prevenir o risco de quedas de idosos. No entanto, nem sempre você será diretamente beneficiado com o resultado da pesquisa, mas poderá contribuir para o avanço científico

Rubricas:

Sujeito da Pesquisa e /ou responsável legal \_\_\_\_\_

Pesquisador Responsável \_\_\_\_\_

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

- f) Os pesquisadores **Júlia Veronese Marcon de Carli** e o **Prof. André Luiz Felix Rodacki** são os responsáveis por este estudo, e poderão ser contatados no Centro de Estudos de Comportamento Motor, localizado na rua Coração de Maria, 82, todos os dias úteis das 9 às 17 horas e também pelos telefones (41) 9818-0899 / (41) 3360-4333 e através do e-mail: [juliaveronese@gmail.com](mailto:juliaveronese@gmail.com). Caso o Sr.(a) precise esclarecer eventuais dúvidas, fique a vontade de entrar em contato antes, durante ou depois de encerrado o estudo.
- g) A sua participação neste estudo é voluntária e se o Sr.(a) 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. 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 qualquer problema decorrente do estudo será tratado com segurança.
- j) Quando os resultados forem publicados, não aparecerá seu nome, e sim um código.

Rubricas:

Sujeito da Pesquisa e /ou responsável legal \_\_\_\_\_

Pesquisador Responsável \_\_\_\_\_

Comitê de Ética em Pesquisa do Setor de Ciências da Saúde da UFPR

Telefone: (41) 3360-7259 e-mail: cometica.saude@ufpr.br

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 do estudo. Eu entendi que sou livre para interromper minha participação a qualquer momento sem justificar minha decisão.

Eu concordo voluntariamente em participar deste estudo.

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

\_\_\_\_\_  
Assinatura do Pesquisador

Comitê de Ética em Pesquisa do Setor de Ciências da Saúde da UFPR

Telefone: (41) 3360-7259 e-mail: cometica.saude@ufpr.br

## APÊNDICE 2

## FICHA DE ANAMNESE CLÍNICA E HISTÓRICO DE QUEDAS

## 1. DADOS DE IDENTIFICAÇÃO E ANTROPOMÉTRICOS

Nome:		Data: / /
Nasc: / /	Idade:	Sexo: ( ) F ( ) M
Peso:	Est:	IMC:
Comprimento da perna:	Largura Joelho:	Largura Tornozelo:

## 2. ANAMNESE CLÍNICA

- a) Pressão arterial  
 Alta                       Baixa                       Normal  
 \_\_\_\_\_
- b) Diabetes  
 Sim                                       Não  
 Se sim, é controlada? ( )  
 \_\_\_\_\_

- c) Problema visuais  
( ) Sim ( ) Não  
( ) Catarata  
( ) Glaucoma  
( ) \_\_\_\_\_
- d) Problemas vestibulares  
( ) Labirintite  
( ) \_\_\_\_\_
- e) Sistema ósseo e neuromuscular  
( ) Artrite  
( ) Artrose  
( ) Tendinite  
( ) Neuropatia periférica  
( ) Osteoporose  
( ) \_\_\_\_\_
- f) Deficiência Auditiva  
( ) Sim ( ) Não  
( ) \_\_\_\_\_
- g) Doença Neurológica (Acidente Vascular Encefálico, Parkinson, Esclerose Múltipla)  
( ) Sim ( ) Não  
( ) \_\_\_\_\_
- h) Deficiência Física  
( ) Sim ( ) Não  
( ) \_\_\_\_\_

### 3. SINTOMAS

- a) Dor de cabeça  
( ) Sim ( ) Não  
( ) \_\_\_\_\_
- b) Tontura (Falsa sensação de movimento próprio ou do ambiente. Sensação de desequilíbrio, instabilidade, "cabeça oca").  
( ) Sim ( ) Não  
( ) \_\_\_\_\_
- c) Vertigem (Sensação de movimento rotatório)  
( ) Sim ( ) Não  
( ) \_\_\_\_\_
- d) Fraqueza muscular  
( ) Sim ( ) Não

( ) \_\_\_\_\_

e) Diminuição de sensibilidade

( ) Sim

( ) Não

( ) \_\_\_\_\_

### 3. MEDICAMENTOS

Você usa medicamentos regularmente?

( ) sim ( ) não

Quais?

( ) hormônio

( ) diurético

( ) anti-depressivo

( ) pressão arterial

( ) anti-inflamatórios

( ) analgésicos

( ) cardiovasculares

( ) outros \_\_\_\_\_

### 4. HÁBITOS COMUNS

( ) Tabagismo

( ) Bebida alcoólica

( ) \_\_\_\_\_

Pratica atividade física?

( ) sim ( ) não

Quantas vezes na semana?

( ) 1 ( ) 2 ( ) 3 ( ) 4 ( ) 5 ( ) 6

Qual a duração?

( ) \_\_\_\_\_

Que tipo de atividade física?

( ) \_\_\_\_\_

É orientada por algum profissional de educação física?

( ) sim ( ) não

### 5. OCORRÊNCIA DE QUEDAS

Você teve alguma queda nos últimos 12 meses?

( ) sim ( ) não

Quantas vezes?

( ) 1 ( ) 2 ( ) 3 ( ) mais que 3

#### 5.1 ONDE OCORREU A QUEDA?

Dentro de casa? ( ) sim ( ) não

Em casa, no quintal ou área externa? ( ) sim ( ) não

Fora de casa em local conhecido? ( ) sim ( ) não

Fora de casa em local desconhecido? ( ) sim ( ) não

#### 5.2 POR QUE VOCÊ CAIU?

Tropeçou? ( ) sim ( ) não

Escorregou? ( ) sim ( ) não

Escurecimento da visão / síncope? ( ) sim ( ) não

Tontura / vertigem? ( ) sim ( ) não

Outros:

---

---

---

#### 5.3 CONSEQUÊNCIAS DA QUEDA

Sofreu fraturas? ( ) sim ( ) não

Fez cirurgia? ( ) sim ( ) não

Outros:

---

---

## APÊNDICE 3

**TESTES FUNCIONAIS E ANTROPOMETRIA**

Peso:	Est:	IMC:
Comprimento da perna:	Largura Joelho:	Largura Tornozelo:

**TESTE DE LEVANTAR E CAMINHAR (O mais rápido possível, sem correr!!)**

Tempo para realizar o teste: \_\_\_\_\_

**TESTE DE FORÇA DE MEMBROS INFERIORES**

Teste: 5 vezes consecutivas o mais rápido possível, com os membros superiores cruzados sobre peito e marque o tempo: \_\_\_\_\_ . \_\_\_\_\_ milésimos de segundos. Caso o participante use os braços ou não consiga completar as 5 repetições ou demore mais que 1 minuto para completar, finalize o teste.

## **ANEXOS**

ANEXO 1 – PARECER CONSUBSTANCIADO COMITÊ DE ÉTICA E PESQUISA UFPR .....	88
ANEXO 2 – NORMA DE ACESSIBILIDADE ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS .....	91



## ANEXO 1

UNIVERSIDADE FEDERAL DO  
PARANÁ - SETOR DE  
CIÊNCIAS DA SAÚDE/ SCS -



## PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** Análise da marcha na escada de idosos com diferentes funcionalidades

**Pesquisador:** Júlia Veronese Marcon de Carli

**Área Temática:**

**Versão:** 1

**CAAE:** 10838412.8.0000.0102

**Instituição Proponente:** Programa de Pós-Graduação em Educação Física

### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 156.533

**Data da Relatoria:** 28/11/2012

### Apresentação do Projeto:

O presente projeto pretende analisar a influência do nível de funcionalidade dos idosos nas variáveis cinemáticas, cinéticas e eletromiográficas da marcha na escada.

O projeto demonstra detalhadamente dados sobre a incidência de queda em idosos e gastos públicos direcionados a estas situações e seus agravantes, apresentando, logo, a relevância da pesquisa.

### Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Geral

-Analisar a influência do nível de funcionalidade dos idosos nas variáveis cinemáticas, cinéticas e eletromiográficas da marcha na escada.

Objetivos Específicos

- Analisar se existem correlações entre o nível de funcionalidade dos idosos e as variáveis cinemáticas da marcha na subida e descida da escada.

- Analisar se existem correlações entre o nível de funcionalidade dos idosos e as variáveis cinéticas da marcha na subida e descida da escada.

- Analisar se existem correlações entre o nível de funcionalidade dos idosos e as variáveis eletromiográficas da marcha na subida e descida da escada.

**Endereço:** Rua Padre Camargo, 280

**Bairro:** 2º andar

**CEP:** 80.060-240

**UF:** PR

**Município:** CURITIBA

**Telefone:** (41)3360-7259

**E-mail:** cometica.saude@ufpr.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DO  
PARANÁ - SETOR DE  
CIÊNCIAS DA SAÚDE/ SCS -



**Avaliação dos Riscos e Benefícios:**

Os riscos e benefícios são apresentados detalhadamente no projeto, assim como estratégias para contornar e minimizar os riscos da pesquisa.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

A pesquisa apresenta relevância e sua descrição e detalhamento metodológico são descritos de maneira bastante apurados.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

Todos os termos apresentam-se de acordo com o exigido pelo presente comitê.

**Recomendações:**

Não há.

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

A pesquisa apresenta cuidados metodológicos e éticos bastante precisos.

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

**Considerações Finais a critério do CEP:**

É obrigatório trazer ao CEP/SD uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido que foi aprovado, para assinatura e rubrica. O TCLE deverá conter duas vias, uma ficará com o pesquisador e uma cópia ficará com o participante da pesquisa (Carta Circular nº. 003/2011 CONEP/CNS).

O TCLE deverá conter duas vias, uma ficará com o pesquisador e uma cópia ficará com o participante da pesquisa, tanto o sujeito como o pesquisador deverão rubricar todas as páginas do TCLE, opondendo assinaturas na última página do referido Termo (Carta Circular nº. 003/2011 CONEP/CNS);

Solicitamos que sejam apresentados a este CEP, relatórios semestrais sobre o andamento da pesquisa, bem como informações relativas às modificações do protocolo, cancelamento, encerramento e destino dos conhecimentos obtidos, através da Plataforma Brasil - no modo: NOTIFICAÇÃO.

**Endereço:** Rua Padre Camargo, 280

**Bairro:** 2º andar

**CEP:** 80.060-240

**UF:** PR

**Município:** CURITIBA

**Telefone:** (41)3360-7259

**E-mail:** cometica.saude@ufpr.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DO  
PARANÁ - SETOR DE  
CIÊNCIAS DA SAÚDE/ SCS -

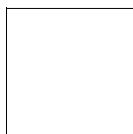


CURITIBA, 28 de Novembro de 2012

---

**Assinador por:**  
**IDA CRISTINA GUBERT**  
**(Coordenador)**

## ANEXO 2



**ABNT – Associação  
Brasileira de  
Normas Técnicas**

Sede:  
Rio de Janeiro  
Av. Treze de Maio, 13 / 28º andar  
CEP 20003-900 – Caixa Postal 1680  
Rio de Janeiro – RJ  
Tel.: F.ABX: (21) 3974-2300  
Fax: (21) 3974-2347  
Endereço eletrônico:  
www.abnt.org.br

Copyright © 2003,  
ABNT – Associação Brasileira  
de Normas Técnicas  
Printed in Brazil  
Impresso no Brasil  
Todos os direitos reservados

ABRIL 2004

**NBR 9050**

## **Acessibilidade a edificações, mobiliário, espaços e equipamentos urbanos**

Origem: Projeto NBR 9050:2004

ABNT/CB-40 - Comitê Brasileiro de Acessibilidade

CE-40:001.01 – Comissão de Estudo de Edificações e Meio

NBR 9050 – Accessibility to buildings, equipment and the urban environment

Descriptors: Accessibility. Disabled and elderly people. Universal design

Esta Norma substitui a NBR 9050:1994

Palavras-chave:	Acessibilidade. Edificação. Mobiliário. Espaço urbano. Equipamento urbano. Desenho universal. Pessoa com deficiência. Pessoa com mobilidade reduzida. Ergonomia.	76 páginas
-----------------	--	------------

NBR 9050:2004

35

### 6.6 Degraus e escadas fixas em rotas acessíveis

Degraus e escadas fixas em rotas acessíveis devem estar associados à rampa ou ao equipamento de transporte vertical.

#### 6.6.1 Características dos pisos e espelhos

Nas rotas acessíveis não devem ser utilizados degraus e escadas fixas com espelhos vazados. Quando for utilizado bocel ou espelho inclinado, a projeção da aresta pode avançar no máximo 1,5 cm sobre o piso abaixo, conforme figura 83.



Figura 83 – Altura e largura do degrau

#### 6.6.2 Dimensionamento de degraus isolados

A dimensão do espelho de degraus isolados deve ser inferior a 0,18 m e superior a 0,16 m. Devem ser evitados espelhos com dimensão entre 1,5 cm e 15 cm. Para degraus isolados recomenda-se que possuam espelho com altura entre 0,15 m e 0,18 m.

#### 6.6.3 Dimensionamento de escadas fixas

As dimensões dos pisos e espelhos devem ser constantes em toda a escada, atendendo às seguintes condições:

As dimensões dos pisos e espelhos devem ser constantes em toda a escada, atendendo às seguintes condições:

- a) pisos ( $p$ ):  $0,28 \text{ m} < p < 0,32 \text{ m}$ ;
- b) espelhos ( $e$ ):  $0,16 \text{ m} < e < 0,18 \text{ m}$ ;
- c)  $0,63 \text{ m} < p + 2e < 0,95 \text{ m}$ .

Para saber o grau de inclinação de uma escada, aplicar o ábaco da figura 84.

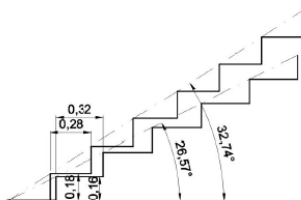


Figura 84 - Escadas – Ábaco

#### 6.6.4 Escadas fixas

6.6.4.1 Escadas fixas com lances curvos ou mistos devem atender ao disposto na NBR 9077.

6.6.4.2 A inclinação transversal não deve exceder 1%.

6.6.4.3 A largura das escadas deve ser estabelecida de acordo com o fluxo de pessoas, conforme NBR 9077. A largura mínima recomendável para escadas fixas em rotas acessíveis é de 1,50 m, sendo o mínimo admissível 1,20 m.

6.6.4.4 O primeiro e o último degraus de um lance de escada devem distar no mínimo 0,30 m da área de circulação adjacente e devem estar sinalizados de acordo com o disposto na seção 5, conforme demonstrado na figura 77.

6.6.4.4 O primeiro e o último degraus de um lance de escada devem distar no mínimo 0,30 m da área de circulação adjacente e devem estar sinalizados de acordo com o disposto na seção 5, conforme demonstrado na figura 77.

#### 6.6.5 Patamares das escadas

6.6.5.1 As escadas fixas devem ter no mínimo um patamar a cada 3,20 m de desnível e sempre que houver mudança de direção.

6.6.5.2 Entre os lances de escada devem ser previstos patamares com dimensão longitudinal mínima de 1,20 m. Os patamares situados em mudanças de direção devem ter dimensões iguais à largura da escada.