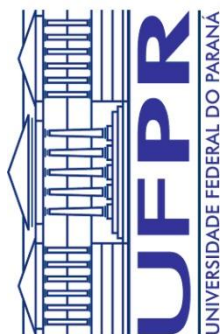


**UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ
SETOR DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA**

MÁRCIA REGINA IRBER KERTSCHER

**CAPACIDADE DE RECUPERAÇÃO DO CONTROLE POSTURAL EM
RESPOSTA A UM TROPEÇO INDUZIDO: ASPECTOS CINÉTICOS E
FUNCIONAIS**



CURITIBA

2014

MARCIA REGINA IRBER KERTSCHER

**CAPACIDADE DE RECUPERAÇÃO DO CONTROLE POSTURAL EM
RESPOSTA A UM TROPEÇO INDUZIDO: ASPECTOS CINÉTICOS E
FUNCIONAIS**

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: Prof. Dr. André Luiz Félix Rodacki



TERMO DE APROVAÇÃO

MÁRCIA REGINA IRBER KERTSCHER

“Capacidade de recuperação do controle postural em resposta a um tropeço induzido: aspectos cinéticos e funcionais”.

Dissertação aprovada como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Educação Física – Área de Concentração Exercício e Esporte, Linha de Pesquisa de Atividade Física e Saúde 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

Professora Dra. Angélica Lodovico
Coorientadora

Professor Dr. Paulo Cesar Barauce Bento
Membro Interno

Professora. Dra. Lillian Teresa Bucken Gobbi
Membro Externo

Curitiba, 24 de Março de 2014.

Dedico este trabalho aos meus queridos pais.

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, Bruno e Denise por sempre aprovarem, apoiarem e investirem nos meus sonhos. Agradeço por eu poder contar com vocês em todas as decisões da minha vida. Vocês praticamente fizeram o mestrado comigo. Pai, obrigada pela paciência de me explicar tantos princípios físicos e matemáticos quando me faltava a total compreensão, ou seja, quase sempre. Obrigada por contribuir tecnicamente com a instrumentação do trabalho, se não fosse você muitas coisas não teriam dado certo. Mãe, obrigada pela preocupação e por me atender sempre que eu precisei especialmente durante esses dois anos, também dando sua contribuição “técnica” com as diversas habilidades que você tem. Obrigada por ajudar e participar no período de coleta de dados. Vocês são meu alicerce, amo vocês.

Ao meu amor, Rodrigo Cunha, por todo o seu amor, carinho, atenção e incentivo para ir atrás dos meus objetivos. Agradeço a paciência por muitas vezes eu abdicar do pouco tempo que passamos juntos para me dedicar ao mestrado. Obrigada pelo apoio e conselhos durante esta etapa, você foi muito importante para eu seguir em frente. Amo você.

À minha família, meus avós Abrilino, Ionice e Elizabetha por sempre me apoiarem e participarem deste trabalho. E também a todos os familiares que compreenderam a minha ausência em muitos momentos.

Ao meu orientador Dr. André Luiz Félix Rodacki, pela oportunidade e confiança de orientar alguém que você nem mesmo conhecia. Obrigada por todo conhecimento compartilhado, auxílio na compreensão e resolução dos problemas durante o desenvolvimento da pesquisa. Agradeço a paciência, especialmente nos últimos dias.

Às “meninas” do CECOM. Roberta, agradeço por participar de toda a construção deste trabalho em todos os sentidos, pelo apoio e por atender aos momentos de desespero. Gostaria de agradecer à Araceli pelo tempo e ajuda para desenvolver um novo modelo biomecânico, somente então meu trabalho

teve continuidade. Angélica por ensinar a desenvolver as rotinas “Matlabis...Cacildiss”. A todas vocês e à Karini agradeço pelo suporte durante as coletas. Su, obrigada pelas conversas no “lab” e pelo positivismo sempre.

Aos meus amigos que sempre me apoiaram e compreenderam a minha falta de tempo em muitos momentos. Obrigada por não desistirem de agitar minha vida social.

Aos professores, Chrsithina P. Cepeda e Gleber Pereira, por me incentivarem e abrirem a porta para este “mundo da pesquisa”.

Aos estagiários, Gabriela, Fernando, Priscila e Vinícius pela dedicação e disponibilidade durante as coletas.

A todos os participantes do estudo, sem os quais a realização deste trabalho não seria possível.

Agradeço aos membros da banca Prof^a. Dr^a. Lilian Gobbi , Prof^o. Dr. Sebastião Melo, Prof^a. Dr^a Neiva Leite e Prof^o. Dr. Gleber Pereira por todas as contribuições para melhoria da qualidade deste trabalho.

Ao programa CAPES/REUNI pela confiança e apoio financeiro.

RESUMO

Quedas e lesões relacionadas a quedas causam sérios problemas à crescente população idosa. A maioria das quedas ocorre após tropeçar em algum obstáculo. O objetivo deste trabalho foi comparar parâmetros cinéticos durante um tropeço induzido em ambiente de laboratório entre jovens, adultos e idosos. Além disso, associar a queda ocorrida em ambiente de laboratório com as quedas relatadas, desempenho funcional e parâmetros cinemáticos da marcha. Sessenta e nove sujeitos, de ambos os gêneros, participaram do estudo e foram primeiramente alocados em três grupos: 24 jovens (GJ, 20.76 ± 1.94), 25 adultos (GA, 46 ± 3.82) e 20 idosos (GI, 70.70 ± 3.98) e posteriormente em dois grupos: grupo caidor (GC, $n=10$) e grupo não caidor (GNC, $n=33$). As variáveis analisadas foram Força de Reação do Solo (FRS) e torques articulares durante o tropeço, variáveis cinemáticas lineares e temporais da marcha e resultados dos testes funcionais *Short Physical Performance Battery (SPPB)*, Alcance Funcional (AF) e *Timed Up and Go (TUG)*. Uma ANOVA *one-way* foi aplicada para determinar diferenças cinéticas do tropeço induzido entre os três grupos etários. O teste de Qui-quadrado foi utilizado para verificar a associação das quedas relatadas e das quedas ocorridas após o tropeço induzido em ambiente de laboratório. Um Test-t para medidas independentes foi aplicado para determinar diferenças nos testes entre GC e GNC. Não houve diferença nas variáveis cinéticas do tropeço entre GJ, GA e GI, apenas no Impulso ântero-posterior na fase de propulsão do tropeço (ImPAPt) entre o GJ e o GI ($p=0.00$) e entre o GA e o GI ($p=0.00$). As quedas relatadas não tiveram associação com as quedas ocorridas no laboratório. Nenhum dos testes funcionais diferenciou o GC e o GNC. As variáveis cadência e velocidade da marcha foram maiores no GC do que no GNC. Conclui-se que idosos apresentam uma tendência de exercerem maiores forças na direção ântero-posterior do que na direção vertical, a qual pode contribuir para um maior número de quedas nesta faixa etária. O histórico de quedas relatadas, os testes funcionais, a velocidade da marcha e elevação do pé durante a marcha não mostrou ter associação com as quedas ocorridas após uma perturbação em ambiente de laboratório

ABSTRACT

Falls and fall-related injuries cause serious problems for the increasing population of the elderly. Most of the falls happen as the result of a trip over an obstacle. The aim of this study was to compare kinetic parameters during an induced trip in a lab setting among young subjects, adults and elderly. Furthermore, it was aimed to associate occurred falls in a lab setting with reported falls, functional performance and kinematic gait parameters. Sixty-nine subjects of both genders participated in the study and initially were divided into three groups: 24 young (YG, 20.76 ± 1.94), 25 adults (AG, 46 ± 3.82) and 20 elderly (EG, 70.70 ± 3.98) and later in two groups: fallers group (FG, $n = 10$) and non fallers group (NFG, $n = 33$). The variables analyzed were the Ground Reaction Force (GRF) and joint moments during tripping, linear and temporal kinematics of gait variables and outcomes of functional tests Short Physical Performance Battery (SPPB), Functional Reach (FR) and *Timed Up and Go* (TUG). A one-way ANOVA was applied to determine the kinetic differences during tripping among the three age groups. The chi-square test was used to verify the association of reported fall and occurred falls after a trip induced in a laboratory environment. A t-test for independent measures was used to determine differences between FG and NFG. There was no difference in kinetic variables during tripping among YG, AG and EG, only at the Antero-posterior Impulse in the Propulsion phase during Tripping (ImPAPt) between the YG and EG ($p = 0.00$) and between AG and EG ($p = 0.00$). Falls reported were not associated with falls occurring in the laboratory. None of the functional tests differed FG and NFG. Cadence and gait speed were higher in FG than in NFG. We conclude that elderly have a tendency to exert greater forces in the antero-posterior than vertical direction, which can contribute to a greater number of falls in this age group. The history of falls reported, functional tests, gait speed and toe clearance did not have association with falls occurring after subjects submitted to a perturbation in a laboratory environment.

Key-words: Elderly, falls, perturbation, tripping.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – FASES DA MARCHA E ESTRATÉGIAS DE TROPEÇO.....	43
FIGURA 2 – DESENHO EXPERIMENTAL - SELEÇÃO E DISTRIBUIÇÃO DOS GRUPOS NAS DIFERENTES FAIXAS ETÁRIAS E COMPOSIÇÃO DOS GRUPOS.....	47
FIGURA 3 – MODELO ESQUEMÁTICO DO CINTO DE SEGURANÇA E DISPOSITIVO DE TROPEÇO.....	49
FIGURA 4 – MODELO BIOMECÂNICO UTILIZADO NA ANÁLISE DA MARCHA E INDUÇÃO DO TROPEÇO.....	50
FIGURA 5 – COLETE DE SEGURANÇA DURANTE UMA QUEDA NO TESTE DO TROPEÇO.....	54
FIGURA 6 – DISPOSIÇÃO DOS OBSTÁCULOS NA PASSARELA DE COLETA DE DADOS.....	55
FIGURA 7 – REPRESENTAÇÃO DA CURVA OBTIDA NA FORÇA VERTICAL DURANTE O TROPEÇO.....	57
FIGURA 8 – REPRESENTAÇÃO DA CURVA OBTIDA NA FORÇA ÂNTERO-POSTERIOR DURANTE O TROPEÇO.....	58
FIGURA 9 – REPRESENTAÇÃO DA CURVA OBTIDA NA COMPONENTE DE FORÇA RESULTANTE DURANTE O TROPEÇO.....	59
FIGURA 10 – COMPARAÇÃO DA FRS (FORÇA DE REAÇÃO DO SOLO) RESULTANTE NORMALIZADA EM UM CICLO DO TROPEÇO ENTRE UM IDOSO CAIDOR E UM IDOSO NÃO CAIDOR.....	66

LISTA DE QUADROS

QUADRO 1 – VARIÁVEIS CINÉTICAS E SUAS RESPECTIVAS DESCRIÇÕES - FRS.....	59
QUADRO 2 – VARIÁVEIS CINÉTICAS E SUAS RESPECTIVAS DESCRIÇÕES - TORQUES ARTICULARES.....	61
QUADRO 3 – VARIÁVEIS CINEMÁTICAS E SUAS RESPECTIVAS DESCRIÇÕES.....	62
QUADRO 4 – VARIÁVEIS FUNCIONAIS E SUAS RESPECTIVAS DESCRIÇÕES.....	63

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – CARACTERÍSTICAS INICIAIS POR GRUPO PARA ANÁLISE CINÉTICA.....	66
TABELA 2 – CARACTERÍSTICAS INICIAIS DOS GRUPOS CAIDORES E NÃO CAIDORES.....	66
TABELA 3 – MÉDIA, DESVIO PADRÃO E SIGNIFICÂNCIA DAS VARIÁVEIS CINÉTICAS DURANTE O TROPEÇO POR GRUPO.....	67
TABELA 4 – MÉDIA, DESVIO PADRÃO E SIGNIFICÂNCIA DOS TORQUES ARTICULARES DURANTE O TROPEÇO POR GRUPO.....	69
TABELA 5 – NÚMERO DE INDIVÍDUOS QUE RELATARAM QUEDAS NO ÚLTIMO ANO E QUE CAIRAM DURANTE O TESTE DO TROPEÇO.....	70
TABELA 6 – MÉDIA, DESVIO PADRÃO E SIGNIFICÂNCIA DOS PARÂMETROS DA MARCHA POR GRUPO.....	72

LISTA DE SIGLAS

- ADM** – Amplitude de Movimento
- AF** – Alcance Funcional
- AIVD** – Atividades Instrumentais da Vida Diária
- AVC** – Acidente Vascular Cerebral
- AVD** – Atividade de Vida Diária
- BS** – Base de suporte
- CG** – Centro de Gravidade
- CM** – Centro de Massa
- CP** – Centro de Pressão
- DPOC** – Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica
- FRS** – Força de Reação do Solo
- GA** – Grupo Adulto
- GI** – Grupo Idoso
- GJ** – Grupo Jovem
- GNC** - Grupo Não Caidor
- GC** – Grupo Caidor
- IMC** - Índice de Massa Corporal
- ImPAPt** - Impulso de Propulsão Ântero-Posterior no Tropeço
- ImPVt** - Impulso de Propulsão Vertical no Tropeço
- ImRt** - Impulso Resultante no Tropeço
- MMII** – Membros Inferiores
- PTJ** – Pico de Torque de Joelho
- PTQ** - Pico de Torque de Quadril
- PTT** - Pico de Torque de Tornozelo
- SNC** - Sistema Nervoso Central
- SPFAPt** – Segundo Pico de Força Ântero-Posterior no Tropeço
- SPFRt** - Segundo Pico de Força Resultante no Tropeço
- SPFVt** - Segundo Pico de Força Vertical no Tropeço
- SPPB** – *Short Physical Performance Test*
- TPJ** – Tempo até o Pico de Joelho
- TPQ** - Tempo até o Pico de Quadril

TPT - Tempo até o Pico de Tornozelo

TUG - *Timed Up and Go*

TxAPt – Taxa de carregamento Ântero-Posterior no tropeço

TxRt - Taxa de carregamento Resultante no tropeço

TxVt - Taxa de carregamento Vertical no tropeço

TxTJ – Taxa de geração de Torque de Joelho

TxTQ – Taxa de geração de Torque de Tornozelo

TxTT – Taxa de geração de Torque de Tornozelo

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	17
1.1	OBJETIVOS.....	20
1.1.1	Objetivos Gerais.....	20
1.1.2	Objetivos Específicos	20
1.3	Hipóteses.....	20
2	REVISÃO DE LITERATURA.....	22
2.1	ENVELHECIMENTO POPULACIONAL	22
2.1.1	Custos com a Terceira Idade	22
2.2	QUEDAS.....	23
2.3.1	Avaliação da Funcionalidade	27
2.4	CONTROLE POSTURAL.....	29
2.4.1	Princípios Biomecânicos e o Controle Postural.....	30
2.4.2	Sistemas Sensoriais	30
2.4.3	Sistema Neuromuscular	32
2.5	CONTROLE POSTURAL E O ENVELHECIMENTO	33
2.5.1	Sistema vestibular e o envelhecimento	33
2.5.2	Sistema somatosensorial e o envelhecimento	34
2.5.3	Sistema visual e o envelhecimento	35
2.5.4	Sistema neuromuscular e o envelhecimento.....	36
2.6	AVALIAÇÃO DO RISCO DE QUEDAS.....	38
2.7	CAPACIDADE DE RECUPERAÇÃO DO CONTROLE POSTURAL APÓS UM TROPEÇO	40
2.7.1	Estratégias para Recuperação de um Tropeço.....	40
2.7.2	Controle da rotação anterior do tronco – Estratégia de Elevação	43
3	MÉTODOS	45
3.1	CARACTERÍSTICAS DO ESTUDO.....	45
3.2	PARTICIPANTES	45
3.2.1	Recrutamento de Participantes	45
3.3	SEQUÊNCIA DE AVALIAÇÃO	47
3.3.1	Preparação dos participantes.....	48

3.3.1.1	Localização e determinação dos pontos anatômicos para a análise cinemática	49
3.3.2	Aquisição dos Dados.....	50
3.4	INSTRUMENTAÇÃO	51
3.4.1	Testes Funcionais	51
3.4.2	Mecanismo de Tropeço.....	53
3.4.3	Análise Cinemática.....	55
3.4.4	Análise Cinética.....	56
3.5	VARIÁVEIS DO ESTUDO.....	57
3.5.1	Variáveis Cinéticas.....	57
3.5.2	Variáveis Cinemáticas.....	62
3.5.3	Variáveis Funcionais	63
3.6	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	64
4	RESULTADOS	65
4.1	Classificação de diferentes estratégias de recuperação do tropeço.....	65
4.2	Caracterização da Amostra	65
4.3	Comparação entre grupos dos dados cinéticos durante o tropeço.....	66
4.3.1	Comparação das Forças de Reação do Solo (FRS)	66
4.3.2	Comparação dos Torques Articulares	68
4.4	Comparação entre caidores e não caidores.	69
4.4.1	Associação entre quedas relatadas, teste de AF, TUG e SPPB, velocidade e elevação do pé com a queda ocorrida no teste do tropeço no laboratório.	70
4.4.2	Comparação dos testes funcionais entre GC e GNC.....	72
4.4.3	Comparação dos parâmetros da marcha entre GC e GNC.....	72
5	DISCUSSÃO	73
5.1	Comparação dos parâmetros cinéticos durante um tropeço induzido entre grupos.....	73
5.2	Associação do histórico de quedas, testes funcionais e parâmetros da marcha entre grupo caidor (GC) e grupo não caidor (GNC).	75
6	CONCLUSÃO.....	78
	REFERÊNCIAS.....	79
	APÊNDICES.....	94

1 INTRODUÇÃO

O envelhecimento da população mundial é fenômeno muito discutido atualmente, e a maior parte do aumento da população idosa tem sido observada nos países em desenvolvimento (ONU, 2008; IBGE, 2011). Como consequência, os problemas que envolvem essa população aumentarão, sendo um ponto de interesse para atuar em fatores que possam melhorar a qualidade de vida e que possam contribuir para um envelhecimento bem sucedido. Um dos problemas frequentemente observado em idosos é a predisposição para quedas, podendo ocorrer inclusive em idosos relativamente saudáveis (CRUZ *et al.*, 2012; OLSSON MÖLLER *et al.*, 2013). As quedas são responsáveis por 90% das fraturas de quadril e são consideradas umas das principais causas de morte em idosos (KANNUS *et al.*, 2005; DELLINGER e STEVENS, 2006)

As quedas têm etiologias multifatoriais tendo fatores de risco intrínsecos e extrínsecos decorrentes do declínio de múltiplos sistemas e funções (HILL e SCHWARZ, 2004; MELZER, BENJUYA e KAPLANSKI, 2004; RICCI, GAZZOLA e COIMBRA, 2009). Dentre os fatores intrínsecos, o declínio do desempenho do sistema de controle postural tem sido apontado como uma das principais causas de quedas em idosos (MELZER, BENJUYA e KAPLANSKI, 2004).

Há, entretanto, ao longo do processo de envelhecimento, a degeneração do sistema neuromuscular, que resulta na redução da capacidade de gerar força máxima, desenvolvê-la rapidamente, bem como de controlar sua produção (BARRY e CARSON, 2004). Especialmente em membros inferiores, a redução de força tem sido indicada como um dos mais importantes fatores de risco para quedas (PIJNAPPELS *et al.*, 2008b). Essas alterações trazem prejuízos funcionais, fazendo com que os idosos tenham crescentes dificuldades em realizar as atividades de vida diária de forma independente (MISIC *et al.*, 2009; CLARK e MANINI, 2010).

As quedas ocorrem durante a execução das atividades de vida diária, ao subir e descer escadas ou durante o banho, por exemplo (VAN DIEËN, PIJNAPPELS e BOBBERT, 2005). Porém o evento cotidiano no qual há maior

incidência de quedas é durante as atividades que envolvem deslocamento (GABELL, SIMONS e NAYAK, 1985; WOOLLACOTT e TANG, 1997; PIJNAPPELS *et al.*, 2008a). De fato, tropeços durante a marcha respondem por até 60% das quedas (NACHREINER *et al.*, 2007; PIJNAPPELS *et al.*, 2008a; WANG *et al.*, 2012).

Entender esses fatores é relevante e fornecem evidências para que programas de prevenção resultem em real melhora da qualidade de vida e redução do risco de quedas sem custos de cuidados adicionais (MARKLE-REID *et al.*, 2010). A avaliação do controle postural é essencial para reconhecer déficits no equilíbrio e poder identificar indivíduos com risco de quedas. Uma avaliação retrospectiva da quantidade de quedas ocorridas no último semestre ou no último ano é comumente utilizada para identificar idosos com e sem histórico de quedas. Nos últimos anos, tem também crescido o interesse pelo uso de medidas baseadas em testes de desempenho para avaliar a função física (ROLLAND *et al.*, 2006). A avaliação funcional em idosos também tem sido empregada para a predição de risco de quedas e envolve protocolos e metodologias diversas para sua quantificação (PAJALA *et al.*, 2008; COWLEY; KERR, 2003). Tais testes têm sido aplicados pela facilidade e baixo custo, porém, pouco se sabe se tais testes realmente discriminam indivíduos que efetivamente caem no seu dia a dia. Outros estudos procuraram investigar o equilíbrio através de avaliações estáticas e dinâmicas com plataformas de forças, ou até mesmo por meio da aplicação de perturbações a fim de identificar idosos com maior propensão para quedas (DU PASQUIER *et al.*, 2003; MILLE *et al.*, 2005; HSIAO-WECKSLER e ROBINOVITCH, 2007; DE FREITAS, KNIGHT e BARELA, 2010). Porém, tais medições podem não revelar informações importantes para determinar o risco de quedas a um indivíduo, pelo fato de não traduzirem uma situação real.

Assim, muitos estudos têm explorado avaliações que simulem eventos que antecedem a queda como, por exemplo, dar um passo em falso, tropeçar ou escorregar (GRABINER *et al.*, 1993; UYGUR *et al.*, 2009; PIJNAPPELS *et al.*, 2010; HSU, 2011). Especialmente na indução do tropeço, alguns estudos têm analisado fatores associados à recuperação de um tropeço (VAN DEN BOGERT, PAVOL e GRABINER, 2002; PIJNAPPELS, BOBBERT e VAN

DIEËN, 2005c; PIJNAPPELS *et al.*, 2008a). A compreensão de como as forças de reação do solo ocorrem durante um tropeço são relevantes a fim de determinar a existência de estratégias de recuperação, além de permitir o entendimento de quais fatores podem contribuir para a elaboração de estratégias adequadas de recuperação do equilíbrio.

Todavia, comparações entre jovens, adultos e idosos na capacidade de recuperação de tropeço ainda não foram realizadas. A fim de entender tais alterações três faixas etárias foram comparadas: jovens, adultos e idosos. Além disso, a associação do histórico de quedas, testes funcionais e parâmetros da marcha com as quedas ocorridas no teste do tropeço pode ser relevantes para a determinação dos fatores relacionados às quedas.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivos Gerais

O objetivo geral do estudo foi comparar parâmetros cinéticos durante um tropeço induzido em ambiente de laboratório entre jovens, adultos e idosos. Além disso, associar a queda ocorrida após um tropeço induzido em ambiente de laboratório com os fatores de risco.

1.1.2 Objetivos Específicos

- Comparar parâmetros cinéticos entre jovens, adultos e idosos;
- Associar a ocorrência de quedas reportadas com a queda no teste de tropeço entre os grupos que apresentaram cair no teste do tropeço;
- Comparar características cinemáticas da marcha entre sujeitos que caíram e não caíram durante o tropeço;
- Comparar a funcionalidade entre sujeitos que caíram e não caíram durante o tropeço.

1.3 Hipóteses

H1: Haverá diferenças nos parâmetros cinéticos entre os grupos durante o teste do tropeço.

H2: As quedas reportadas não terão associação com as quedas no teste do tropeço.

H3: Indivíduos caidores no teste do tropeço apresentarão parâmetros cinemáticos da marcha diferentes de indivíduos não caidores.

H4: A capacidade funcional dos indivíduos caidores no teste do tropeço será pior comparado aos indivíduos não caidores.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 ENVELHECIMENTO POPULACIONAL

A população idosa mundial vem crescendo a cada ano sem precedentes, e a maior parte deste crescimento se encontra nos países em desenvolvimento (ONU), 2008. No Brasil, o número de idosos com 60 anos ou mais passou de 15,5 milhões em 2001, para 23,5 milhões de pessoas em 2011. Houve um aumento de 5,9% para 7,4% na participação relativa de idosos no país. O índice de envelhecimento (relação entre número de idosos e crianças de até 15 anos) foi de 51 em 2011, superior à média mundial de 48,2. Esse índice era de 31,7 em 2001 (IBGE, 2011).

Essa mudança demográfica é consequência de impressionante redução da fertilidade e da mortalidade observada ao longo do século XX (WONG e CARVALHO, 2006; LIMA-COSTA *et al.*, 2011). Por um lado, a magnitude dessa redução da fertilidade, num curto período de tempo, é elevada, se comparada com a experiência das nações desenvolvidas. Sabe-se que a maior parte dos países europeus levou quase um século para completar sua transição da fecundidade. Suécia e Inglaterra, por exemplo, levaram cerca de seis décadas para diminuir em torno de 50% seus níveis de fecundidade. O Brasil experimentou declínio similar em um quarto de século (WONG e CARVALHO, 2006).

Veras (2009), apresenta que o número de idosos passou de 3 milhões, em 1960, para 7 milhões, em 1975, e 20 milhões em 2008, resultando em um aumento de quase 700% em menos de 50 anos.

2.1.1 Custos com a Terceira Idade

Simultaneamente ao crescimento populacional existe uma carência geral de recursos para dois segmentos etários: idosos e jovens, que demandam programas específicos e recursos públicos (VERAS, 2009). No Brasil as

despesas governamentais destinadas às pessoas mais jovens são menores, nas quais a maioria dos gastos é alocada na educação. A partir dos 40 anos as transferências governamentais aumentam exponencialmente e direcionam-se, quase exclusivamente, para a saúde, pensões e aposentadoria de funcionários públicos e trabalhadores do setor privado. Depois dos 60 anos, os gastos anuais ultrapassam dez vezes o equivalente transferido para uma criança com menos de dez anos. Essas proporções são semelhantes às encontradas em países desenvolvidos (WONG e CARVALHO, 2006). É evidente que o aumento de idosos resulta em maior demanda dos serviços de saúde pública e gastos governamentais.

Serviços de saúde especializados são necessários para atender as variadas consequências das quedas em idosos. Os idosos caídores são relacionados com custos mais elevados pela utilização de serviços de emergência e de hospitalização aguda (GAWRYSZEWSKI e RODRIGUES, 2006; MARKLE-REID *et al.*, 2010). Sendo assim, programas de prevenção de quedas em idosos, seria uma das maneiras de reduzir gastos públicos com esta população.

2.2 QUEDAS

Queda pode ser definida como um evento não intencional que tem como resultado a mudança de posição do indivíduo para um nível inferior em relação a sua posição inicial, sem precedência de perda da consciência ou resultante de força externa, como um acidente inevitável, com incapacidade de correção em tempo hábil. (PEREIRA *et al.*, 2001; RICCI, GAZZOLA e COIMBRA, 2009).

As quedas entre idosos merecem destaques e caracterizam-se problema de saúde pública pela alta frequência que ocorrem (CRUZ *et al.*, 2012). Entre as consequências mais comuns das quedas são lesões de partes moles, seguida por fraturas. As fraturas mais frequentes são as de quadril e de membros superiores (NACHREINER *et al.*, 2007). Cerca de 90% das fraturas de quadril em idosos ocorrem devido a quedas (DARGENT-MOLINA *et al.*, 1996; PORTEGIJS *et al.*, 2008; COUTINHO, BLOCH e RODRIGUES, 2009).

São também consideradas uma das principais causas de morte em idosos (DELLINGER e STEVENS, 2006; GAWRYSZEWSKI e RODRIGUES, 2006). A lesão acidental é a sexta causa de morte em idosos acima de 75 anos, sendo que as quedas correspondem 70% dessas mortes (PEREIRA *et al.*, 2001).

Mais da metade dos idosos que tiveram alguma queda tiveram restrições ou dificuldades em suas atividades por pelo menos alguns dias. Porém muitas quedas levam a restrição prolongada no leito, que podem evoluir para institucionalização, incapacidade funcional severa, até a Síndrome do Imobilismo (DARGENT-MOLINA *et al.*, 1996; PERRACINI e RAMOS, 2002; FABRÍCIO, RODRIGUES e COSTA JUNIOR, 2004; MOYLAN e BINDER, 2007; NACHREINER *et al.*, 2007; CRUZ *et al.*, 2012).

As etiologias das quedas em idosos são multifatoriais e podem estar associadas. Os fatores responsáveis por elas têm sido classificados na literatura como intrínsecos, ou seja, decorrentes de alterações fisiológicas relacionadas ao envelhecimento, a doenças e efeitos causados por uso de fármacos, e como extrínsecos, fatores que dependem de circunstâncias sociais e ambientais que criam desafios aos idosos (PEREIRA *et al.*, 2001; HILL e SCHWARZ, 2004; MELZER, BENJUJA e KAPLANSKI, 2004; RICCI, GAZZOLA e COIMBRA, 2009; DEANDREA *et al.*, 2010; YAMASHITA, NOE e BAILER, 2012b).

Os fatores extrínsecos envolvem os fatores de risco ambientais, tais como: iluminação inadequada, superfícies escorregadias, tapetes soltos, degraus altos ou estreitos, obstáculos no caminho (móveis baixos, pequenos objetos, fio, até mesmo animais), roupas e sapatos inadequados (GAWRYSZEWSKI, JORGE e KOIZUMI, 2004; YAMASHITA, NOE e BAILER, 2012a; OLSSON MÖLLER *et al.*, 2013). Com isso muitas quedas ocorrem no próprio domicílio dos idosos (NACHREINER *et al.*, 2007). Por outro lado, Pajala *et al* (2008) encontrou um maior número de quedas em ambientes externos e não dentro de casa, pelo fato de ser um ambiente desconhecido. Entretanto, idosos que caíram dentro de casa, eram idosos que tiveram quedas mais frequentes, eram mais debilitados, com maior restrição de mobilidade e uso de medicamentos (DEANDREA *et al.*, 2010; YAMASHITA, NOE e BAILER, 2012a; OLSSON MÖLLER *et al.*, 2013).

O uso de medicamentos já foi citado como fator intrínseco por Hill e Schwarz (2004), porém é mais comumente citado como fator extrínseco (MOYLAN e BINDER, 2007; DEANDREA *et al.*, 2010; MARKLE-REID *et al.*, 2010). As drogas psicotrópicas e os sedativo-hipnóticos, particularmente aqueles com uma meia-vida longa, são mais frequentemente associados com quedas. A polifarmácia ou polimedicação, uso de cinco ou mais drogas, leva a interações medicamentosas que muitas vezes resultam em quedas (RIEFKOHL *et al.*, 2003; MOYLAN e BINDER, 2007). Medicamentos cardiovasculares também são relacionados com quedas por hipotensão postural (LEIPZIG, CUMMING e TINETTI, 1999).

Ansiolíticos, hipnóticos, antidepressivos, anti-hipertensivos, anticolinérgicos, hipoglicemiantes, anti-arrítmicos, anti-hipertensivos, diuréticos, antiinflamatórios não-hormonais são alguns exemplos de medicamentos que estão associados a quedas (BARAFF, DELLA PENNA e SANDERS, 1997; LEIPZIG, CUMMING e TINETTI, 1999; RIEFKOHL *et al.*, 2003; MOYLAN e BINDER, 2007).

Os fatores intrínsecos são relacionados com alterações fisiológicas do processo do envelhecimento ou por patologias específicas, como: doenças cardiovasculares, neurológicas, psicológicas, endócrino-metabólicas, musculoesqueléticas e pulmonares (PEREIRA *et al.*, 2001; MOYLAN e BINDER, 2007; SALZMAN, 2010)

As alterações relacionadas ao envelhecimento são mais relacionadas a alterações estruturais e fisiológicas como: alterações do controle postural, redução da acuidade visual, diminuição da audição, redução da sensibilidade (PEREIRA *et al.*, 2001; MELZER, BENJUJA e KAPLANSKI, 2004; BRETAN, PINHEIRO e CORRENTE, 2010). Alterações motoras com a redução de massa e força muscular (CLARK e MANINI, 2010), redução do comprimento muscular (GAJDOSIK *et al.*, 2004; CRISTOPOLISKI *et al.*, 2009). A combinação dessas alterações leva a prejuízos funcionais importantes em idosos (BESWICK *et al.*, 2008) Algumas dessas alterações serão abordadas a seguir.

2.3 FUNCIONALIDADE

A redução da capacidade de adaptação ao meio e da funcionalidade é associada com o envelhecimento, e aumentam as dificuldades para realização das atividades da vida diária (BESWICK *et al.*, 2008).

A capacidade funcional ou funcionalidade pode ser definida como a capacidade do indivíduo em realizar atividades cotidianas de forma independente, sendo possível visualizar tais atividades em duas categorias: atividades básicas da vida diária (AVD), aquelas essenciais para a sobrevivência e higiene e as atividades instrumentais da vida diária (AIVD), aquelas fundamentais para a vida em sociedade, como realizar tarefas domésticas, fazer compras e pegar ônibus sozinho (FRIED *et al.*, 2004)

Devido ao aumento da expectativa de vida a habilidade de engajar-se em um estilo de vida ativo e independente depende grandemente de como será mantido o nível de aptidão do idoso. Para tanto é necessário que o indivíduo tenha aptidão funcional. Em outras palavras, capacidade física necessária para executar as atividades diárias com segurança e independência, sem fadiga excessiva (RIKLI e JONES, 2013).

Com base no modelo de incapacidade (Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde), proposto pela OMS, o envelhecimento bem sucedido inclui não apenas a presença ou ausência de doença, mas também aspectos da mobilidade e da participação social (FRIED *et al.*, 2004; LOWRY, VALLEJO e STUDENSKI, 2012). Inclusive, a mobilidade é considerada um indicador de capacidade funcional (FRIED ET AL., 2004). O principal aspecto relativo à mobilidade refere-se à capacidade de locomover-se de forma independente. Trata-se de uma complexa atividade neuromotora influenciada pelo estado musculoesquelético, função sensorial, controle motor e estado cognitivo. Limitações funcionais como a dificuldade de se locomover aumentam com o envelhecimento (BONSDORFF e RANTANEN, 2011). Por isso, existem evidências de que seja um bom indicador de saúde e mortalidade. Em específico, a velocidade da caminhada pode ser considerada um indicador da integridade geral de vários processos fisiológicos subjacentes (LOWRY, VALLEJO e STUDENSKI, 2012).

Desse modo, um alto grau de mobilidade inclui a capacidade de sair de casa sem auxílio, caminhar longas distâncias (400m) e a capacidade de subir escadas. Em contrapartida, um alto grau de incapacidade funcional pode ser definido como a dificuldade de caminhar 400m (LOWRY, VALLEJO e STUDENSKI, 2012). Além de aumentar o risco de quedas, este desempenho motor abaixo do ideal pode reduzir a independência de uma pessoa e, portanto, a qualidade de vida (BLACK e RUSH, 2002; ONDER *et al.*, 2006).

Um forte fator de risco para a incapacidade é a síndrome clínica de fragilidade, que está associada a presença de múltiplas condições crônicas ou comorbidades, que apresentam impacto não só para o idoso acometido como também para os familiares e para a sociedade. Trata-se de um estado de alta vulnerabilidade de saúde, incluindo a deficiência, dependência, quedas, necessidade de cuidados de longa duração e mortalidade (FRIED ET AL., 2004). Embora fragilidade ainda não apresente um consenso quanto à definição e nem um único critério de diagnóstico, alguns fatores principais podem ser destacados: perda de peso, sarcopenia, fraqueza, exaustão, baixa endurance, baixa velocidade de caminhada e redução geral das atividades. Dentre estes fatores, diversos estudos verificaram forte relação entre fragilidade e mobilidade, de modo que um alto índice de fragilidade está associado com baixo desempenho físico (LOWRY, VALLEJO E STUDENSKI, 2012).

Os idosos geralmente realizam as tarefas cotidianas em esforço relativo maior, muito próximo ao máximo quando comparado aos jovens que podem variar de 78% a 88% da força máxima para subir, descer escadas e levantar-se de uma cadeira (HORTOBÁGYI *et al.*, 2003). De modo que qualquer redução das capacidades físicas pode representar um grande impacto na realização de atividades diárias (RIKLI E JONES, 2013).

2.3.1 Avaliação da Funcionalidade

A limitação funcional pode ser baseada em resultados objetivos de testes validados, a partir de valores de referência ou pela percepção individual

das dificuldades ou alterações específicas na execução da tarefa (FRIED *et al.*, 2004; BONSDORF e RANTANEN, 2011).

Os instrumentos de avaliação funcional são por meio de questionários de auto-relato, tanto auto-aplicados como concebidos em entrevistas face-a-face, ou por meio de testes de desempenho físico (PAIXÃO JR e REICHENHEIM, 2005; BONSDORFF e RANTANEN, 2011). As medidas dos testes os quais o indivíduo deve desempenhar algumas tarefas, oferecem vantagens sobre o auto-relato em termos de validade, reprodutibilidade, sensibilidade para as mudanças, aplicabilidade em estudos transversais, e capacidade para caracterizar níveis de funcionalidade entre os idosos (GURALNIK *et al.*, 1989; BROOKS, DAVIS e NAGLIE, 2006; HOENIG *et al.*, 2006).

Nesse sentido, diversos testes foram desenvolvidos, visando à avaliação da capacidade funcional de idosos. Testes de desempenho físico normalmente mensuram funcionalidade de membros superiores e inferiores, podendo ser testados isoladamente ou por meio de uma bateria de testes (GURALNIK e FERRUCCI, 2003). Os testes mais usados compreende a mensuração da habitual ou máxima velocidade da marcha ao longo de distâncias determinadas (MANINI e PAHOR, 2009; BONSDORFF e RANTANEN, 2011).

Os testes de desempenho físico geralmente são quantificados e refletem as AVDs. Nos últimos anos tem crescido o interesse pelo uso de medidas baseadas em testes de desempenho para avaliar a função física (ROLLAND *et al.*, 2006). São diversos os testes utilizados, apenas alguns testes que são relacionados ao risco de quedas serão descritos a seguir.

O teste *Timed Up and Go* (TUG) avalia a mobilidade funcional, definida como a habilidade para movimentar-se de um lugar para o outro sem necessitar de auxílio (CHANG *et al.*, 2004). O teste TUG é simples, rápido e amplamente utilizado para medidas clínicas de funcionalidade em membros inferiores e risco de quedas em idosos (PODSIADLO e RICHARDSON, 1991; HERMAN *et al.*, 2010). Idosos com histórico de quedas com histórico de quedas realizam o teste com maior tempo que idosos sem histórico de quedas (ALFIERI *et al.*, 2010). Outro teste amplamente utilizado é o Teste de Alcance Funcional (AF), teste simples e rápido para auxiliar na detecção de alterações do equilíbrio corporal em idosos. O teste AF é utilizado para avaliar risco de

quedas e seus resultados considerados um preditor de quedas recorrentes em idosos (DUNCAN *et al.*, 1990; SCOTT *et al.*, 2007). A bateria de testes *SPPB* avalia o desempenho físico em idosos, composta por três subtestes, avalia o equilíbrio, força de membros inferiores e velocidade da marcha, fatores que se associam com quedas em idosos. O baixo desempenho físico está relacionado a elevados risco de quedas e dificuldades para execução de atividades de vida diária (SILVA *et al.*, 2010; FREIRE *et al.*, 2012; BOLZETTA *et al.*, 2013) (GURALNIK *et al.*, 1994; SILVA *et al.*, 2010; FREIRE *et al.*, 2012). Gomes *et al.* (2009) encontrou baixos escores de desempenho funcional pela bateria de testes *SPPB* em idosas que relataram mais de duas queda no ano anterior à avaliação.

2.4 CONTROLE POSTURAL

O controle postural pode ser definido como o estado em que todas as forças que agem sobre o corpo são equilibradas, permitindo ao corpo permanecer em uma posição de repouso (equilíbrio estático) ou ser capaz de realizar um movimento sem perder o equilíbrio (equilíbrio dinâmico) (OLIVEIRA, IMBIRIBA e GARCIA, 2000; MOCHIZUKI e AMADIO, 2003a; JÚNIOR e BARELA, 2006).

Existem múltiplos mecanismos básicos do controle postural e faz-se necessário identificá-los e entender como eles funcionam. Uma interação de múltiplos processos sensoriomotores é necessária para o corpo manter-se em equilíbrio (HORAK e MACPHERSON, 1996; ALFIERI e DE MORAES, 2008).

Segundo Horak (2006), os dois principais objetivos funcionais do controle postural são a orientação e o equilíbrio postural. A orientação postural envolve ativar o controle do alinhamento corporal em relação à gravidade, base de suporte, ambiente visual e referências internas. O equilíbrio espacial no controle postural é baseado na interpretação de informações sensoriais convergente dos sistemas somatossensorial, vestibular e visual. A estabilização do centro de massa (COM) durante perturbações auto-iniciadas ou externamente desencadeadas na estabilidade postural, fazem parte do equilíbrio espacial (HORAK e MACPHERSON, 1996; HORAK, 2006). Isso

resulta num estado de equilíbrio de forças internas (torques articulares) e externas (forças gravitacionais, inerciais de atrito e de reação) (HORAK e MACPHERSON, 1996).

2.4.1 Princípios Biomecânicos e o Controle Postural

Alguns aspectos e definições de termos biomecânicos do controle postural devem ser compreendidos como, por exemplo, o centro de massa (CM), centro de gravidade (CG), centro de pressão (CP) e base de suporte (BS). Pode-se entender que um objeto é considerável estável quando o seu centro de massa está sobre sua base de suporte (MOCHIZUKI e AMADIO, 2003b; FERREIRA, 2005; DUARTE e FREITAS, 2010).

O centro de massa é definido como um ponto que representa a massa total de um corpo, determinado por uma média ponderal do CM para cada segmento do corpo (ZATSIORSKY, 2002; FERREIRA, 2005). O centro de gravidade é definido como o ponto de aplicação da força gravitacional resultante sobre o corpo ou a projeção vertical do CM (FERREIRA, 2005; DUARTE e FREITAS, 2010).

2.4.2 Sistemas Sensoriais

A estabilidade postural é alcançada e mantida a partir da integração entre os sistemas sensoriais vestibular, visual e somatossensorial (HORAK, SHUPERT e MIRKA, 1989; WU e MACLEOD, 2001; BŁASZCZYK e MICHALSKI, 2006; HORAK, 2006).

O sistema vestibular provê ao SNC envia informações sobre a orientação da cabeça detectando as variações temporais das velocidades angular e linear. É por meio dos canais semicirculares e órgãos otolíticos que são detectados os movimentos rotacionais e a aceleração linear da cabeça, respectivamente. (WINTER, 1995; JÚNIOR e BARELA, 2006; MOCHIZUKI e AMADIO, 2006). O papel das informações vestibulares no controle das respostas posturais tem sido muito debatido por autores que questionam a

premissa de que as informações vestibulares desempenham um pequeno papel na manutenção de posturas estáticas. Por outro lado, a redução das aferências vestibulares leva a déficits consideráveis no controle de tarefas complexas como a locomoção e estabilidade sobre plataformas de equilíbrio, indicando sua grande importância em situações de natureza dinâmica (PERUCH *et al.*, 1999).

Através do sistema visual as informações do ambiente, da direção e velocidade dos movimentos corporais em relação ao ambiente são detectadas. Além da detecção do que é movimento do próprio corpo do que é movimento de um objeto no ambiente. As informações visuais podem ser de origem periférica, que consiste na capacidade de visualizar os campos laterais, enquanto o olhar é dirigido à frente, também chamado de visão fóvea, que processa a visualização da pequena área frontal. Os dados visuais periféricos por serem mais amplos são mais importantes para o controle postural (WINTER, 1995; HORAK e MACPHERSON, 1996; JÚNIOR e BARELA, 2006). O sistema visual é o mais importante dos sistemas sensoriais para fazer ajustes locomotores e evitar quedas ao identificar um obstáculo à frente durante a marcha, eventos muito comuns e relacionados com o alto número de quedas em idosos (MCFADYEN *et al.*, 2007).

O sistema somatossensorial é composto por diversos receptores, entre eles os mecanorreceptores: exteroceptivos e proprioceptivos. Os receptores de toque e de posição estão localizados na pele (mecanoceptores exteroceptivos) e são sensíveis ao toque, à vibração e à pressão. Nos músculos, encontram-se os fusos musculares e os Órgãos Tendinosos de Golgi (mecanoceptores proprioceptivos (MARTIMBIANCO *et al.*, 2008). Os fusos musculares informam sobre a intensidade de alongamento e a taxa de alongamento dos músculos. Os órgãos tendinosos de Golgi informam sobre o nível de força gerado pelo músculo em um tendão. Além disso, há vários tipos de mecanoceptores proprioceptivos nos tecidos conectivos de articulações sinoviais, especialmente nas cápsulas e ligamentos que são sensíveis ao movimento articular. (JÚNIOR e BARELA, 2006; MOCHIZUKI e AMADIO, 2006). Esses receptores são sensíveis a deformações mecânicas na superfície do corpo, e que fornecem ao SNC dados referentes à posição e velocidade dos segmentos corporais, a relação entre estes segmentos e o ambiente além de informações de contato

(toque) com objetos externos (WINTER, 1995; HORAK e MACPHERSON, 1996; JÚNIOR e BARELA, 2006).

2.4.3 Sistema Neuromuscular

O sistema neuromuscular é responsável pelas ações musculares, de estabilização ou de correção e desempenha papel fundamental no controle postural (CARVALHO e ALMEIDA, 2009). Os componentes neurais envolvem o processamento motor, processamento sensorial, representação interna e altos níveis de processamento essenciais para os aspectos adaptativos e antecipatórios do controle postural. Os componentes musculoesqueléticos incluem aspectos como a amplitude de movimento, flexibilidade, propriedades dos músculos e relações biomecânicas entre os segmentos. Qualquer limitação de força, amplitude de movimento, dor ou mesmo de controle dos pés (base de suporte) irá afetar o controle postural (HORAK, 2006; JÚNIOR e BARELA, 2006).

Quando o corpo é submetido à ação de forças externas que podem levá-lo a uma posição considerada instável, o sistema de controle postural utiliza mecanismos compensatórios para controlar os deslocamentos do COM do corpo. O aumento da rigidez intersegmentar é um destes mecanismos compensatórios, causado pelo aumento do nível de ativação tônica dos músculos posturais, gerado de forma ativa, e pelas características passivas dos músculos, tendões e ligamentos. A utilização deste mecanismo reduz a oscilação em postura ereta não perturbada, diminui as exigências de controle por parte do SNC e estabiliza partes do corpo durante a realização de movimentos voluntários (WOOLLACOTT e TANG, 1997; WU e MACLEOD, 2001; AMIRIDIS, HATZITAKI e ARABATZI, 2003; FERREIRA, 2005; HORAK, 2006; JÚNIOR e BARELA, 2006).

O sistema de controle postural utiliza outros mecanismos para controlar a estabilidade do corpo em situações normais ou de perturbação, que se dá por meio de padrões na ativação muscular e padrões de movimento. Estes mecanismos são chamados de estratégias de controle ou estratégias posturais (HORAK, 2006; CARVALHO e ALMEIDA, 2009). Existem três estratégias para

o controle postural, estratégia de tornozelo, quadril e do passo (RUNGE *et al.*, 1999; BŁASZCZYK e MICHALSKI, 2006; HORAK, 2006).

2.5 CONTROLE POSTURAL E O ENVELHECIMENTO

O processo de envelhecimento é tipicamente acompanhado por mudanças estruturais e funcionais que alteram o relacionamento das pessoas idosas com o ambiente. A deterioração dos mecanismos fisiológicos faz com que idosos respondam mais lentamente e de maneira menos eficaz às alterações ambientais e tais alterações decorrentes da senescência também são responsáveis por modificações no equilíbrio corporal (ALEXANDER, 1994; RICCI, GAZZOLA e COIMBRA, 2009).

2.5.1 Sistema vestibular e o envelhecimento

O sistema vestibular sofre alterações estruturais e eletrofisiológicas com o envelhecimento, como: uma diminuição no número das células ciliadas vestibulares e sua substituição por tecido fibroso, aumento do atrito das fibras nervosas do nervo vestibular, perda seletiva da densidade das fibras de mielina e a redução da velocidade de condução do estímulo elétrico no nervo vestibular ao SNC, mais especificamente, ao núcleo vestibular e ao cerebelo (RAUCH *et al.*, 2001; RICCI, GAZZOLA e COIMBRA, 2009). As doenças que afetam o sistema vestibular são muito comuns na população idosa e resultam freqüentemente em tontura ou vertigem e desequilíbrio durante a marcha (GAZZOLA *et al.*, 2006; HORAK, 2009).

Teasdale e colaboradores (1991) ao compararem idosos saudáveis e jovens, observaram que quando a propriocepção está alterada (superfície flexível) e a visão é removida (fechamento dos olhos), usando apenas a informação vestibular, os idosos apresentaram oscilações significativamente maiores do que os jovens. Mostrando com estes resultados, que o sistema

vestibular nos idosos não consegue sozinho fornecer informações adequadas para o controle postural (TEASDALE *et al.*, 1991).

Horak (2009) observou as compensações que indivíduos com perda vestibular demonstravam, tais indivíduos apresentam uma instabilidade postural grave imediatamente após a perda vestibular. O processo de compensação vestibular inclui uma maior dependência das informações sensoriais restantes, podendo ser espontânea ou em resposta à reabilitação vestibular. Pacientes com perda vestibular apresentaram melhores respostas ao utilizar a visão, por exemplo, do que pessoas que não tinham perda vestibular. Esses pacientes obtiveram um grande aumento da estabilidade postural utilizando outras informações sensoriais e informações vestibulares remanescentes (HORAK, 2009). Deixando evidente que mesmo com perdas vestibulares o controle postural pode ser garantido pelos outros sistemas sensoriais. Outro fato interessante é que a ausência da informação vestibular resulta na ausência da estratégia do quadril e sugerem que a informação vestibular é necessária quando a tarefa de equilíbrio dinâmico requer o uso da estratégia do quadril (HORAK, 2009).

2.5.2 Sistema somatossensorial e o envelhecimento

O sistema somatossensorial, ao envelhecer, apresenta perda de fibras sensoriais e de receptores proprioceptivos, conseqüências da diminuição do número de corpúsculos de Pacini, Merkel e Meissner (RICCI, GAZZOLA e COIMBRA, 2009). Com o envelhecimento ocorrem alterações somato-sensoriais como a redução da sensação da posição articular e da sensação cutânea plantar que trazem prejuízos funcionais e podem estar relacionados com alterações no controle postural e queda em idosos (ALEXANDER, 1994; ADAMO, ALEXANDER e BROWN, 2009).

Neuropatia periférica, osteoartrite, insuficiência vascular periférica, entre outras, são algumas doenças que podem comprometer a propriocepção em idosos (RICCI, GAZZOLA e COIMBRA, 2009). As informações de todos os receptores são utilizadas para estimar o ângulo articular, por exemplo. Logo, a remoção de um dos receptores é compensada por outros receptores na

estimação da posição, mas com redução da capacidade de adaptação ou na qualidade da resposta. Na ausência de informação dos receptores cutâneos, o movimento é prejudicado. As neuropatias periféricas que causam perda da sensação de tato nas extremidades do corpo podem estar associadas pelo sinal de Romberg: os pacientes são incapazes de permanecer em pé sem assistência externa com os pés juntos com os olhos fechados. Assim, sem a informação das diferenças de pressão plantar, os reflexos vestibulares são incapazes de manter a postura (MOCHIZUKI e AMADIO, 2006).

2.5.3 Sistema visual e o envelhecimento

Com o envelhecimento, o sistema visual sofre uma série de mudanças, como: a diminuição da acuidade e do campo visual, diminuição na sensibilidade ao contraste, redução da adaptação ao escuro e alterações na absorção da luz, gerando problemas de percepção do contorno e profundidade. (HORAK, SHUPERT e MIRKA, 1989; HORAK, 2006; JÚNIOR e BARELA, 2006). Este decréscimo na capacidade visual está associado a quedas, já que a oscilação corporal aumenta à medida que as entradas visuais diminuem em testes de equilíbrio. Além das alterações relacionadas com o envelhecimento, as doenças oftalmológicas tais como: a catarata, glaucoma e degeneração macular, são comuns nos idosos, o que aumenta ainda mais o risco às quedas nesta faixa etária (RICCI, GAZZOLA e COIMBRA, 2009).

Choy, Brauer e Nitz (2003) demonstraram que a idade e a visão são fatores que influenciam potencialmente no controle postural. As mulheres entre 60 e 70 anos, na posição ortostática com base de sustentação confortável, sobre uma superfície estável e olhos fechados apresentaram maior instabilidade quando comparadas às mulheres mais jovens (CHOY, BRAUER e NITZ, 2003). Quando a informação visual é eliminada a oscilação corporal verificada na manutenção da postura em pé quase dobra, tanto pelo ato de fechar os olhos quanto de deixar o ambiente escuro (BARELA, 2000). Esses fatores revelam a importância da visão para o equilíbrio com o envelhecimento.

2.5.4 Sistema neuromuscular e o envelhecimento

Alterações na função neuromuscular em decorrência do envelhecimento podem fornecer informações reduzidas ao sistema nervoso central, e as respostas motoras também apresentam modificações. Os músculos efetores podem perder a capacidade para responder apropriadamente às perturbações na postura. Com isso, as respostas de correção à perda do equilíbrio são iniciadas mais lentamente e, ao se desequilibrarem, os idosos falham na seleção das respostas, especialmente as mais complexas, que requerem velocidade e precisão (GUIMARÃES e FARINATTI, 2005). Assim, os problemas encontrados em idosos que podem modificar o sistema de controle postural estão relacionados ao maior tempo para detectar e integrar as informações sensoriais mais relevantes, selecionar a melhor resposta para determinada situação e, necessitam de mais tempo para gerar ações motoras necessárias para a manutenção do equilíbrio e orientação postural. Quando o sistema de controle postural não consegue integrar essas informações e gerar respostas motoras rápidas e adequadas podem ocorrer desequilíbrios e, em alguns casos, quedas (FREITAS JUNIOR; BARELA, 2006).

Um dos efeitos mais marcantes do envelhecimento é perda de massa muscular, denominada sarcopenia (CLARK e MANINI, 2008; NARICI e MAFFULLI, 2010). A massa muscular diminui aproximadamente 3-8% por década após a idade de 30 e esta taxa de declínio é ainda maior após os 60 anos de idade (VOLPI, NAZEMI e FUJITA, 2004; VON HAEHLING, MORLEY e ANKER, 2010). A sarcopenia tem uma etiologia complexa que envolve aspectos neuronais, hormonais, imunológicos, nutricionais e físicos (NARICI e MAFFULLI, 2010). Um dos fatores neuronais é a redução da capacidade regeneração muscular, devido a proliferação e ativação de células satélites, que são responsáveis pelo crescimento e reparação do tecido muscular, serem prejudicada com o envelhecimento (FOSCHINI, RAMALHO e BICAS, 2004; NARICI e MAFFULLI, 2010). Sendo assim déficits musculares presente em idosos, deve-se também à redução dessa capacidade de regeneração.

A redução de força muscular e a habilidade de desenvolver força rapidamente reduzem com o aumento da idade, especialmente no início da

sexta década de vida (HÄKKINEN *et al.*, 2008; WALLERSTEIN *et al.*, 2012). Esta redução pode levar a uma incapacidade de gerar torque adequado nas articulações responsáveis pela manutenção da postura. A fraqueza muscular nos membros inferiores é o fator de risco de quedas muito citado na literatura (FUKAGAWA *et al.*, 1995; SCHAAP *et al.*, 2005; PIJNAPPELS *et al.*, 2008b).

A redução de força muscular também pode ser devido a alterações neurais. Um déficit na ativação neural (central), devido a uma redução da excitação descendente dos centros supraespinhais, recrutamento da unidade motora inadequado (ou suboptimal) e falhas na transmissão neuromuscular podem também serem responsáveis pela diminuição da força muscular e pelo aumento no tempo para que o músculo atinja sua capacidade máxima de geração de força (HÄKKINEN *et al.*, 2008; CLARK e MANINI, 2010). A capacidade de recuperação do equilíbrio alterada, numa situação de perturbação inesperada, está limitada substancialmente pelo atraso no início de geração de torque (ROBINOVITCH *et al.*, 2002). Também ocorrem diminuição das fibras musculares do tipo II (fibras de contração rápida) e aumento das fibras tipo I, explicando a perda de potência muscular e incapacidade funcional (FRONTERA e BIGARD, 2002; CLARK e MANINI, 2010; LUSTOSA *et al.*, 2011).

A amplitude de movimento (ADM) é outra alteração do sistema neuromuscular presente nos idosos (VANDERVOORT, 2002; GAJDOSIK *et al.*, 2004). A principal causa para esta diminuição seria o aumento na quantidade de colágeno nos tecidos conectivos e degeneração das fibras de elastina dos músculos e tecidos conectivos (incluindo tendões, ligamentos e fâscias) (ZAKAS *et al.*, 2005; BIRD *et al.*, 2009). A redução de elasticidade de músculos e tecidos conectivos, somada às mudanças nas articulações sinoviais, leva o idoso a apresentar menor flexibilidade articular e, conseqüentemente, menor ADM.

A diminuição de flexibilidade pode dificultar a recuperação do equilíbrio postural quando este é perturbado aumentando então, o risco de quedas. A flexibilidade do tornozelo é um predito de equilíbrio e capacidade funcional em idosos (MENZ, MORRIS e LORD, 2005).

2.6 AVALIAÇÃO DO RISCO DE QUEDAS

A avaliação do controle postural para prever o risco de quedas pode ser realizada por meio de uma série de metodologias, tais como: testes clínicos ou de forma experimental em laboratórios de biomecânica.

Os testes clínicos frequentemente são associados aos testes que avaliam funcionalidade. Os testes propostos para a previsão de quedas comumente têm sua associação com desempenho funcional em atividades do dia a dia. Tais testes já foram abordados no presente estudo, na seção sobre funcionalidade. A seguir, a abordagem sobre avaliação do controle postural e risco de quedas se concentrará nos testes realizados em laboratórios de biomecânica.

Um fator que predispõe quedas e é avaliado em laboratórios de biomecânica é o padrão da marcha em idosos. Idosos com redução da velocidade na marcha e períodos de duplo apoio longos tendem a cair com mais frequência (ROSE e GAMBLE, 2006; ESPY et al., 2010). Essas alterações são observadas em idosos que já caíram e apresentam marcha cautelosa devido ao medo de cair. Hollman et al. (2011), apresentou parâmetros espaço-temporais da marcha que estão fortemente associados com a queda em idosos como o aumento da variabilidade das características da passada como: comprimento, velocidade e tempo de duplo apoio. Elble et al. (1991), encontraram uma menor elevação do pé durante a fase de balanço na marcha em idosos do que jovens. Esta elevação pé diminuída é associada com a redução da velocidade da marcha em idosos (MILLS e BARRETT, 2001). Obviamente uma menor elevação pé durante a fase de balanço aumenta a probabilidade de tropeçar em algum obstáculo (VAN DIEEN, PIJNAPPELS e BOBBERT, 2005).

Parâmetros cinéticos da marcha de idosos já foram descritos como fatores de risco para quedas. As forças de reação do solo (FRS) representam a resposta às forças musculares e gravitacionais, as forças musculares continuamente modificam a magnitude e direção das cargas de reação do solo para produzir e controlar o movimento da caminhada (PERRY, 2010). Laroche,

Millett e Kralan (2011) encontraram menores picos nas FRS verticais em idosos com redução de força muscular. A redução dos picos de FRS também foi associada com baixa velocidade da marcha e o risco de quedas (LAROUCHE, MILLETT e KRALIAN, 2011). No estudo de Lee et al. (1999), idosos caidores apresentaram maior pico de torque para flexão de quadril, extensão de joelho e dorsiflexão de tornozelo do que idosos que não caíram, porém, apresentaram um torque de plantiflexão menor nos idosos que caem. Revelando uma alteração no padrão de produção de torques articulares de idosos caidores.

Equipamentos que medem a oscilação corporal, como as plataformas de força, têm sido usados para avaliar o controle postural (GRANACHER, MUEHLBAUER e GRUBER, 2012). Muitos testes são realizados em posições estáticas, que analisam o sujeito com apoio bi ou unipodal, em posição semi-tandem (semi-calcanhar-dedo), ou tandem (calcanhar-dedo), com olhos abertos ou fechados ou até mesmo sobre uma superfície instável (espuma) (GRANACHER, MUEHLBAUER e GRUBER, 2012; SABCHUK, 2013).

Mensurações do equilíbrio reativo tem sido comumente utilizados a fim de melhor predizer o controle postural. Jensei et al, (2001) por exemplo, avaliaram a oscilação do controle postural após uma perturbação para trás, através de uma plataforma móvel realizada com os sujeitos em posição estática. Rietdyk et al (1999) avaliou a recuperação do equilíbrio após uma perturbação medio-lateral na parte superior do corpo.

Para melhor compreensão dos mecanismos compensatórios e das estratégias de recuperação de equilíbrio, é necessário, de alguma forma, perturbar o equilíbrio simulando situações próximas da vida real, quando se escorrega, dá um passo em falso ou durante um tropeço, podem deixar a avaliação mais funcional e apresentar resultados ainda mais atrativos.

O número de estudos que empregam condições dinâmicas a fim de determinar a capacidade de recuperar o controle postural após uma perturbação tem aumentado. Distúrbios com o auxílio de plataformas de forças para mensurar o equilíbrio reativo, avaliação de passo em falso durante a marcha, esteiras perturbando a marcha com redução da velocidade imposta são realizados a fim de explorar a capacidade de recuperação do equilíbrio em idosos (SCHILLINGS *et al.*, 2000; BHATT e PAI, 2009; UYGUR *et al.*, 2009; PARIJAT e LOCKHART, 2012).

A indução do tropeço tem sido uma perturbação muito utilizada, devido à frequência que os tropeços ocorrem (PAVOL *et al.*, 2002; PIJNAPPELS *et al.*, 2008b; WANG *et al.*, 2012).

2.7 CAPACIDADE DE RECUPERAÇÃO DO CONTROLE POSTURAL APÓS UM TROPEÇO

2.7.1 Estratégias para Recuperação de um Tropeço

Um tropeço induz uma rotação anterior do corpo devido à obstrução imposta por um obstáculo, essa rotação anterior é acelerada pela gravidade. A recuperação bem sucedida de um tropeço requer o controle desta rotação anterior pela ativação adequada dos músculos (PIJNAPPELS, BOBBERT e VAN DIEËN, 2004; 2005b; c).

As estratégias para a recuperação do tropeço envolvem o membro de sustentação e o membro de recuperação. O membro de recuperação é o membro que será levado a frente, por cima do obstáculo, para garantir a estabilidade postural. O membro de sustentação (membro de apoio) é o membro que permanecerá no chão e contribuirá para controlar a inclinação anterior do corpo (ENG, WINTER e PATLA, 1994; PIJNAPPELS, BOBBERT e VAN DIEËN, 2005c).

Ao sofrer uma perturbação como um tropeço, algumas reações podem ocorrer. Reações antecipadas (antes da perna de recuperação ter contato com o solo), as quais reduzirão a inclinação anterior do tronco pelos movimentos dos braços e rigidez do tronco (ROOS *et al.*, 2008; PIJNAPPELS *et al.*, 2010), e na fase tardia da recuperação de um tropeço (durante o contato da perna de recuperação com o solo) o momento angular pode ser reduzido principalmente pelas ações da perna de recuperação e pela rigidez do tronco (ROOS, MCGUIGAN e TREWARTHA, 2010).

O papel da perna de recuperação depende da idade e da estratégia de recuperação adotada: estratégia de elevação ou de abaixamento (SCHILLINGS *et al.*, 2000; ROOS, MCGUIGAN e TREWARTHA, 2010).

Na estratégia de elevação, a perna obstruída é levantada sobre o obstáculo, o passo é alongado e a altura no pé em relação ao chão aumenta e a perna é posicionada à frente (SCHILLINGS *et al.*, 2000; FORNER CORDERO, KOOPMAN e VAN DER HELM, 2003; ROOS, MCGUIGAN e TREWARTHA, 2010). (FIGURA 1). A estratégia de elevação constitui-se de um componente flexor no membro de recuperação e um componente extensor no membro de sustentação. O componente flexor aumenta a flexão de tornozelo, joelho e quadril após a perturbação. Assim, múltiplas articulações da perna de balanço, a perna de sustentação e a pelve são usadas para elevar a altura do corpo. Existe uma seqüência de ativação muscular na estratégia de elevação, na perna de balanço o bíceps femoral é ativado antes do reto femoral a fim de remover o membro obstruído pelo o obstáculo antes de acelerar o membro sobre o obstáculo. O membro de sustentação favorece o aumento da altura do centro de massa e proporciona um tempo adicional para o posicionamento do membro de recuperação (ENG, WINTER e PATLA, 1994).

Na estratégia de abaixamento, a perna obstruída é abaixada imediatamente ao chão e a perna contralateral é que vai ser levantada sobre o obstáculo e posicionada à frente. O comprimento do passo nesta estratégia é reduzido (SCHILLINGS *et al.*, 2000; FORNER CORDERO, KOOPMAN e VAN DER HELM, 2003; ROOS, MCGUIGAN e TREWARTHA, 2010). Isso resulta em um contato em pé plano ou com antepé, ou um comprimento do passo reduzido (ENG, WINTER e PATLA, 1994).

A seleção da estratégia depende do momento do estímulo do tropeço dentro da fase de balanço da marcha (FIGURA 1). Perturbações no início até o meio da fase de balanço resultam em estratégias de elevação, quando o centro de massa (CM) está posterior ao centro de pressão (CP), dando tempo de a perna obstruída ser levantada sobre o obstáculo (SCHILLINGS *et al.*, 2000; FORNER CORDERO, KOOPMAN e VAN DER HELM, 2003; ROOS, MCGUIGAN e TREWARTHA, 2010).

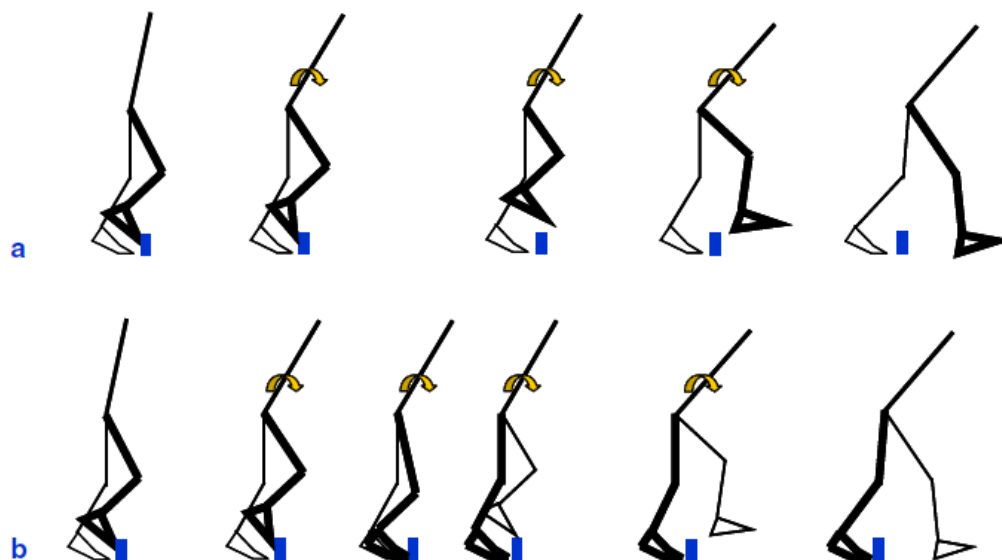


FIGURA 1 – A) QUANDO A MARCHA É PERTURBADA DURANTE A FASE DE BALANÇO INICIAL, O MEMBRO INFERIOR OBSTRUÍDO É POSICIONADO SOBRE O OBSTÁCULO (ESTRATÉGIA DE ELEVAÇÃO) PARA “FREAR” A ROTAÇÃO ANTERIOR DO TRONCO. B) QUANDO A MARCHA É PERTURBADA DURANTE O FINAL DA FASE DE BALANÇO O MEMBRO INFERIOR OBSTRUÍDO É POSICIONADO NA FRENTE DO OBSTÁCULO (ESTRATÉGIA DE ABAIXAMENTO), DEPOIS O MEMBRO INFERIOR CONTRALATERAL É POSICIONADO ATRÁS DO OBSTÁCULO PARA “FREAR” A ROTAÇÃO ANTERIOR DO TRONCO. ADAPTADO DE (VAN DIEËN, PIJNAPPELS e BOBBERT, 2005).

Uma perturbação no meio até o final da fase de balanço resulta em estratégias de abaixamento, quando o CM já está anterior ao CP e o pé de balanço está perto do chão, portanto é mais fácil abaixar imediatamente este pé para o chão e recuperar com o membro contralateral (SCHILLINGS *et al.*, 2000; FORNER CORDERO, KOOPMAN e VAN DER HELM, 2003; ROOS, MCGUIGAN e TREWARTHA, 2010). Idosos tendem a adotar mais a estratégia de abaixamento do que adultos jovens, mas o motivo não está bem descrito. Pode se relacionar ao fato de eles serem incapazes ou por não quererem usar a estratégia de elevação, pois é uma estratégia que exige agilidade (ROOS, MCGUIGAN e TREWARTHA, 2010). Segundo SCHILLINGS *et al.* (2000), durante a estratégia de elevação, os ângulos de flexão do quadril, joelho e tornozelo da perna de balanço tendem a aumentar após a perturbação. Em contraste, na estratégia de abaixamento, o pé do membro oscilante é rapidamente reduzido para o chão fazendo com que diminua o comprimento do

passo. As latências das respostas reflexas nos músculos durante estas estratégias variam de 60 de 140 ms (SCHILLINGS *et al.*, 2000).

Em torno do meio da fase de balanço medial, entretanto, pode existir a estratégia de “*overlap*” (sobreposição) onde a estratégia de seleção mecanicamente não é óbvia (ROOS, MCGUIGAN e TREWARTHA, 2010). A estratégia de sobreposição ainda não foi descrita na literatura.

2.7.2 Controle da rotação anterior do tronco – Estratégia de Elevação

Para uma recuperação bem sucedida é necessário ação dos membros de recuperação e sustentação, contudo será abordada somente a contribuição do membro de sustentação.

O membro de sustentação, especialmente a articulação do tornozelo, contribui para reduzir a rotação anterior do corpo, gerando torques articulares apropriados. O momento de extensão de tornozelo (plantiflexão) durante o tropeço foi comparado ao valor máximo alcançado em saltos verticais (PIJNAPPELS, BOBBERT e VAN DIEËN, 2005a), A redução da taxa de geração de momento foi considerado um fator limitante para a recuperação bem sucedida em idosos no estudo de Pijnappels *et al.* (2005a).

A redução da força muscular e redução da velocidade de contração muscular em idosos e também contribui para um atraso na geração de forças de reação do solo (FRS) propulsivas bem como a magnitude das forças a perna de sustentação (ROBINOVITCH *et al.*, 2002; TSENG, STANHOPE e MORTON, 2009; BIERBAUM, PEPER e ARAMPATZIS, 2012). A quantidade de movimento produzida pela perna de sustentação contribuirá para que a perna de recuperação consiga ter espaço para se desvencilhar do obstáculo e se posicionar à frente (ENG, WINTER e PATLA, 1994). PAVOL *et al.*,(2001) encontraram que idosos que recuperaram um tropeço apresentaram maior impulso na perna de sustentação do que os idosos que caíram. No entanto, não foi relatado o impulso de propulsão entre os grupos. Dessa forma, entende-se que idosos que produzem maior impulso conseguem aumentar a altura do CM a fim de desvencilhar-se do obstáculo, recuperando o tropeço e evitando a queda.

A velocidade da marcha (velocidade do sujeito no sentido do seu deslocamento) também é apontada como um fator que aumenta a probabilidade de tropeçar e, conseqüentemente, sofrer uma queda, pois também determina a velocidade da rotação anterior do corpo após o tropeço (VAN DEN BOGERT, PAVOL e GRABINER, 2002).

Assim, aspectos necessários para o controle da rotação anterior do tronco como impulso e demais medidas de forças de reação do solo, torques articulares, parâmetros cinemáticos da marcha são apresentados neste estudo, bem como a associação de fatores de risco relacionados as quedas.

3 MÉTODOS

3.1 CARACTERÍSTICAS DO ESTUDO

O presente estudo caracterizou-se como uma análise transversal, composto por uma única sessão de avaliação das forças de reação do solo, as quais foram determinadas durante um tropeço induzido em condições controladas de laboratório.

3.2 PARTICIPANTES

3.2.1 Recrutamento de Participantes

O recrutamento dos participantes ocorreu por meio de um convite verbal aos moradores da comunidade. Aos interessados foram elucidados os objetivos e procedimentos do estudo.

Para inclusão no estudo os participantes tinham que ter a idade entre 18 e 25 anos, entre 40 e 55 anos e acima de 65 anos de ambos os gêneros. Os participantes passaram por um exame clínico realizado por um médico, para diagnosticar a existência ou não de problemas de saúde e excluir aqueles os quais os procedimentos do estudo constituíssem algum risco à integridade física, por meio de perguntas objetivas e avaliação clínica. O exame foi realizado no CECOM (Centro de Estudos do Comportamento Motor), localizado no DEF (Departamento de Educação Física).

Os critérios de exclusão considerados no exame clínico foram: diagnóstico de doenças neurológicas (Parkinson, Neuropatia Periférica, AVC), déficit de marcha, artrite severa, presença de auxílio de órteses, fazer uso de medicamentos que tenham efeito documentado sobre o equilíbrio ou risco para quedas como sedativos, tranquilizantes, anti-arrítmicos, anti-hipertensivos ou anti-depressivos, bem como o uso de anti-coagulantes. Além da anamnese, a fim de excluir participantes idosos frágeis, foi considerado o valor do Índice de

Massa Corporal (IMC) do indivíduo, idosos com IMC abaixo de 17 foram excluídos (BAHAT *et al.*, 2012). Durante a seleção foi realizado também o teste *Timed Up and Go* (TUG) descrito abaixo. Indivíduos que realizaram o teste TUG e ficaram acima do ponto de corte de acordo com os seguintes escores: Idosos entre 60-69 anos: 8,1s, 70-79 anos: 9,2s, 80-99 anos: 11,3s (PODSIADLO e RICHARDSON, 1991; BOHANNON, 2006), foram excluídos.

Foram recrutados 77 indivíduos, 13 foram excluídos devido déficits de marcha e ausência no dia do teste. Os 64 participantes foram distribuídos em três grupos, de acordo com a idade cronológica: 21 participantes no grupo jovens (GJ) com idade entre 18 e 25 anos, 23 participantes no grupo adulto (GA) com idade entre 40 e 55 anos e 20 participantes no grupo idoso (GI) com idade acima de 65 anos (FIGURA 2).

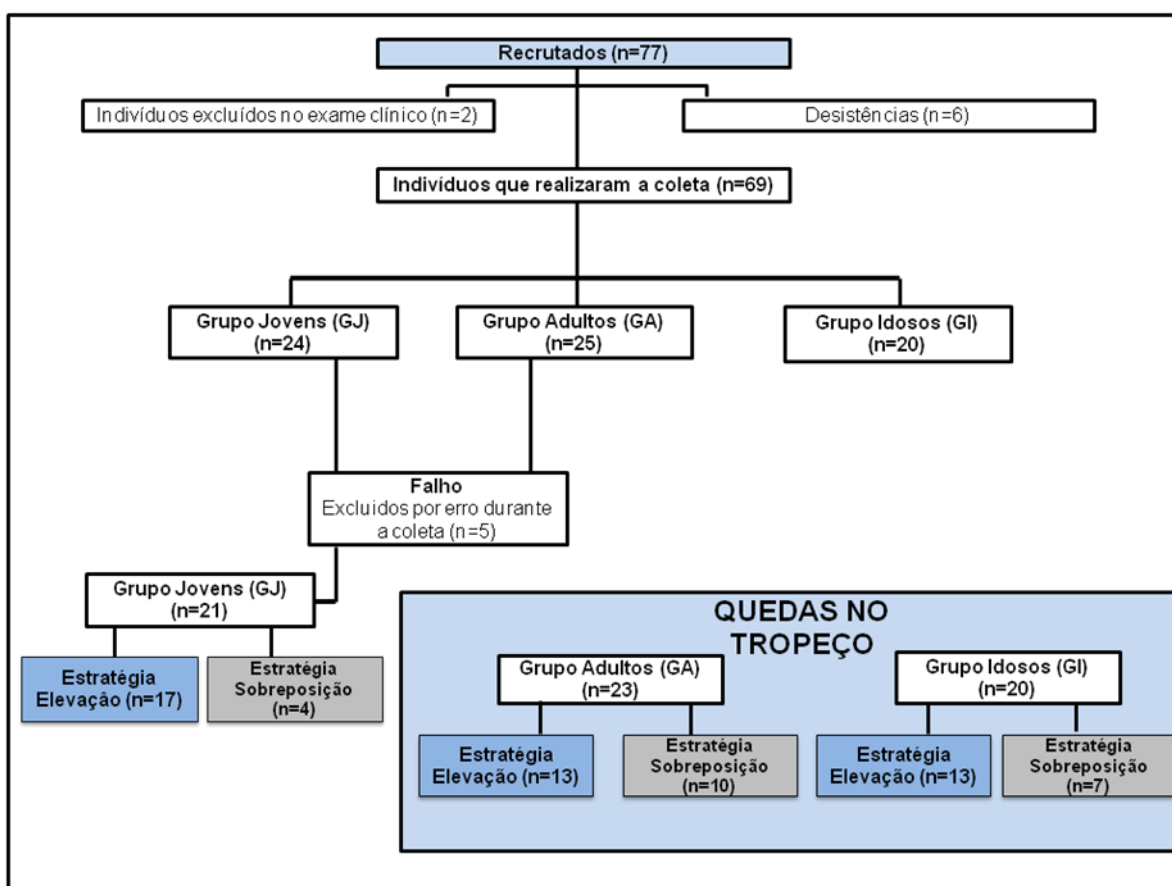


FIGURA 2 - SELEÇÃO E DISTRIBUIÇÃO DOS GRUPOS NAS DIFERENTES FAIXAS ETÁRIAS E INDICAÇÃO DOS GRUPOS QUE HOUVE CAIDOR. FOI CONSIDERADO ERRO QUANDO O MECANISMO DE TROPEÇO NÃO FUNCIONOU OU QUANDO HOUVE PROBLEMAS COM DEMAIS INSTRUMENTOS DA COLETA.

3.3 SEQUÊNCIA DE AVALIAÇÃO

Uma triagem inicial foi realizada por telefone, a fim identificar os sujeitos enquadrados nos critérios de exclusão, como uso de certos medicamentos e órteses. Após essa análise preliminar, os sujeitos foram convidados a comparecer ao laboratório para as demais avaliações.

A avaliação no laboratório foi realizada em uma única sessão, que compreendeu uma anamnese composta de perguntas objetivas sobre condições de saúde, uso de medicamentos, hábitos de vida e histórico de quedas realizadas por um médico. Para o histórico de quedas os sujeitos relataram a ocorrência e o número de quedas ocorridas nos últimos doze meses e descreveram como estas aconteceram (fator desencadeante, local da queda, ocorrência ou não de lesão após a queda) (ANEXO 1). Após a anamnese um conjunto de testes funcionais foi realizado, assim a avaliação dos critérios de inclusão/exclusão foi concluída.

Após os testes funcionais, um intervalo de aproximadamente 20 minutos foi imposto a fim de evitar efeitos de fadiga e para que um número de medidas antropométricas fosse mensurado, tais como: altura, massa, e medidas para análise cinemática (largura de joelhos e tornozelos e comprimento da perna). Ao término dessas medidas, os participantes foram alocados nos grupos experimentais e foram informados sobre os demais procedimentos experimentais e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE 1) que foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Setor de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Paraná (CEP/SD 140113.3.0000.0102) (ANEXO 1).

Finalmente, o teste de tropeço induzido foi realizado. Para esse teste um conjunto de procedimentos foi adotado e incluiu: a preparação e familiarização dos participantes com as demandas do teste. Após o período de familiarização os participantes foram solicitados a caminhar naturalmente (em velocidade auto-selecionada) e uma perturbação foi aplicada de forma inesperada, aproximadamente por volta da décima tentativa. Os participantes foram informados de que alguma perturbação de seu equilíbrio poderia ocorrer durante a coleta de dados, mas não tinham conhecimento do instante e qual

tipo de perturbação ocorreria. A preparação dos participantes e o teste de tropeço induzido são descritos a seguir.

3.3.1 Preparação dos participantes

Após os testes de avaliação funcional e da tomada das medidas antropométricas, os participantes foram preparados para o teste do tropeço. Todos os indivíduos deveriam estar com vestimentas confortáveis (preferencialmente escuras), bem como tênis para o teste. Marcadores reflexivos, para análise cinemática, foram fixados nos indivíduos (ver itens 4.4.1.1). Os participantes vestiram um cinto de segurança (Altiseg® modelo Amazonas) para proteção durante a coleta. Houve ainda uma proteção para o tornozelo dos sujeitos a fim de evitar possíveis lesões na pele ocasionadas pelo obstáculo, sem que esse alterasse o padrão normal da marcha.

Um período de adaptação e familiarização com os marcadores, cinto de segurança, proteção do tornozelo e com o ambiente de coleta de dados foi realizado. Para isso foi solicitado ao participante que andasse em velocidade habitual (auto-selecionada) cerca de 5 percursos na área de coleta de dados, o que permitiu a determinação da posição do início da marcha, a fim de maximizar o contato do pé direito sobre a superfície da plataforma de forças. Este procedimento foi realizado para que todos os tropeços dos participantes fossem realizados com o membro inferior direito como membro de sustentação e o membro inferior esquerdo para recuperação, para padronização da análise. Durante o período de familiarização nenhum dado foi coletado.

Os procedimentos experimentais ocorreram em ambiente de laboratório ao longo de passarela de aproximadamente 9 m de comprimento e 1,5m de largura, coberta com tapete preto de material emborrachado, não sendo possível identificar visualmente a plataforma de força fixada no solo. A FIGURA 3 mostra esquematicamente a organização da área de coleta de dados.

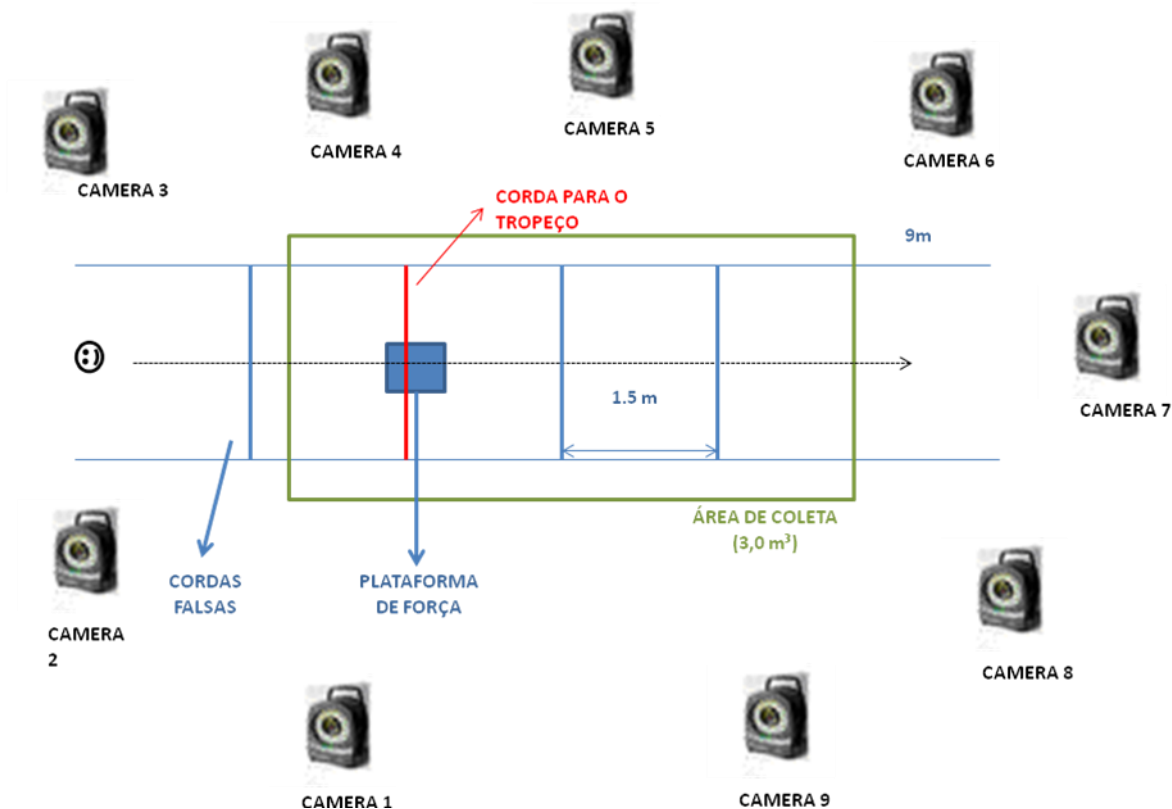


FIGURA 3 – MODELO ESQUEMÁTICO DA ÁREA DE COLETA DE DADOS.

3.3.1.1 Localização e determinação dos pontos anatômicos para a análise cinemática

Um conjunto de 29 marcadores reflexivos (diâmetro = 1cm) foi previamente fixado à pele dos participantes, sendo localizados nos seguintes pontos anatômicos: vértex, face frontal da cabeça, face occipital da cabeça, região interclavicular, acrômios, epicôndilos laterais do úmero, processos estilóides da ulna, falanges distais dos dedos médios, espinhas ilíacas ântero-superiores, primeira vértebra do sacro, maior circunferência do fêmur direita e esquerda, epicôndilos laterais do fêmur, maior circunferência tibial direita e esquerda, maléolos laterais da tíbia, calcâneos, região da 2ª articulação metatarso-falangeal do pé. Os marcadores foram posicionados por dois pesquisadores com conhecimento de cinemática. A FIGURA 4 ilustra a localização dos marcadores.

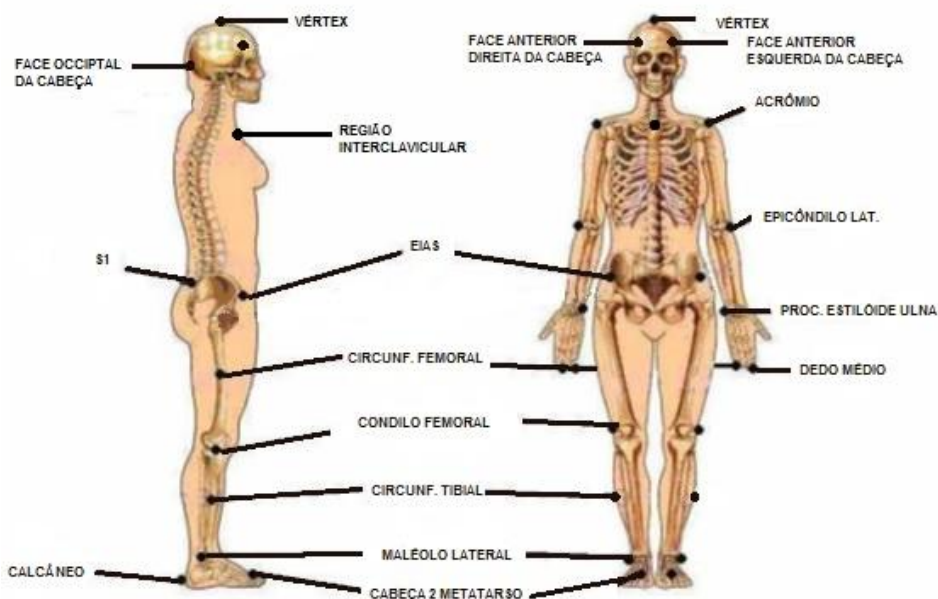


FIGURA 4 - MODELO BIOMECÂNICO MODIFICADO UTILIZADO NA ANÁLISE DA MARCHA E NA INDUÇÃO DO TROPEÇO. MODELO MODIFICADO HELEN HAYES (KADABA, RAMAKRISHNAN e WOOTTEN, 1990).

3.3.2 Aquisição dos Dados

Dados da marcha em terreno plano e sem perturbação foram coletados antes da indução do tropeço.

Os dados cinéticos e cinemáticos foram coletados sincronizada e simultaneamente, através do sistema Vicon®. Após a coleta de pelo menos 10 tentativas sem perturbação, o pesquisador escolheu aleatoriamente uma tentativa para disparar o tropeço (entre 11^a e 15^a tentativa). O tropeço foi induzido apenas uma vez com cada participante e ocorreu entre a fase de balanço inicial-médio do membro esquerdo (ROOS, MCGUIGAN e TREWARTHA, 2010). Os tropeços foram classificados da seguinte maneira: queda (quando o sujeito ficou suspenso pelo colete de segurança), recuperação (quando o sujeito era bem sucedido na recuperação do tropeço) e falho (resultante de falha durante a coleta do tropeço). Os indivíduos em que houve falha durante a coleta foram excluídos do estudo.

3.4 INSTRUMENTAÇÃO

Para a realização deste estudo foram utilizados os seguintes instrumentos:

3.4.1 Testes Funcionais

Os testes funcionais são instrumentos utilizados para verificar a capacidade funcional dos indivíduos por meio da realização de tarefas específicas que envolvem atividades de vida diária (AVD) (APÊNDICE 2).

- Teste de Alcance Funcional

O Teste de Alcance Funcional é um teste simples e rápido para auxiliar na detecção de alterações do equilíbrio corporal em idosos (DUNCAN *et al.*, 1990). Para aplicação do teste, o indivíduo ficou de pé, perpendicularmente à parede, com os pés paralelos numa posição confortável, com o ombro fletido em 90° e o cotovelo estendido sem tocar a parede. Uma fita métrica estava presa à parede, paralela ao chão e posicionada na altura do acrômio do avaliado, sendo esta ajustada para cada participante. O punho permaneceu em posição neutra e os dedos fletidos. O avaliado foi instruído a inclinar-se para frente, o máximo possível, sem perder o equilíbrio ou dar um passo. O deslocamento sobre a fita métrica foi medido (DUNCAN *et al.*, 1990).

- *Timed Up and Go* (TUG)

Este teste traduz a mobilidade funcional do indivíduo usado como avaliação da agilidade e equilíbrio dinâmico (PODSIADLO e RICHARDSON, 1991).

Para realização do teste, o sujeito partiu da posição sentada, com as costas apoiadas na cadeira, e foi instruído a se levantar, andar um percurso linear de 3 metros, virar-se, retornar no mesmo percurso e sentar-se na cadeira novamente, apoiando as costas no encosto. Instruiu-se ao sujeito a executar a tarefa de forma segura e o mais rapidamente possível (caminhando, sem correr). O cronômetro foi acionado juntamente com o estímulo verbal “Foi”, sendo desligado quando o sujeito retomou a posição inicial do teste (apoiando

as costas no encosto). Se o avaliador percebesse que o sujeito não fez o seu máximo, o teste era realizado novamente, de 2 a 3 tentativas eram realizadas e foi considerado o menor tempo entre elas (PODSIADLO e RICHARDSON, 1991).

- *Short Physical Performance Battery (SPPB)*

O teste *SPPB* é um instrumento eficaz para a avaliação da performance física e foi adaptado e validado para a população idosa brasileira (NAKANO, 2007) e validado (FREIRE *et al.*, 2012). Porém, para este estudo, o *SPPB* não foi realizado apenas com idosos, mas com todos os participantes. A versão brasileira da bateria de testes encontra-se no ANEXO 2. O *SPPB* é composto por 3 testes:

- Teste de Equilíbrio: O sujeito deveria manter 3 posições por pelo menos 10 segundos: com os pés unidos em paralelos, com o hálux encostado na borda medial do calcanhar (semi-tandem) e com o hálux encostado na borda posterior do calcanhar (tandem).

- Teste de Velocidade da Marcha (4 metros): Inicialmente o avaliador demonstrava o teste: caminhava de uma marca inicial até ultrapassar completamente a marca final no seu passo de costume, como se estivesse andando na rua. Então o sujeito realizava o teste, com as pontas dos pés tocando a marca inicial. O avaliador observava a marcha e caminhava logo atrás do sujeito. Quando um dos pés do sujeito ultrapassar completamente a marca final, terminava a cronometragem. O teste foi repetido duas vezes, cronometrando a ida e a volta, o menor tempo foi considerado.

- Força de Membros Inferiores: Para este teste foi necessário uma cadeira de encosto reto, sem apoio lateral, com aproximadamente 45cm de altura, encostada na parede. O sujeito deveria estar sentado, ocupando a maior parte do assento, com os pés bem apoiados no chão. Foi explicado para o sujeito que este teste mediria a força das suas pernas. Primeiramente, o avaliador demonstrava o teste: com os braços cruzados sobre o peito e sentado com os pés apoiados no chão. Então levantava completamente mantendo os braços cruzados sobre o peito e sem tirar os pés do chão. Foi realizado um pré-teste: o sujeito levantava apenas uma vez da cadeira, se

conseguisse realizar, o teste prosseguia: levantar 5 vezes consecutivas o mais rápido possível, o tempo foi marcado.

Cada teste é pontuado de 0 a 4, com uma pontuação de 0 representando a incapacidade de realizar o teste e uma pontuação de 4 que representa a categoria mais alta de desempenho (FREIRE *et al.*, 2012). O escore total do teste *SPPB* é obtido pela soma das pontuações de cada teste, variando de zero, pior desempenho, a 12 o nível mais alto de desempenho. (NAKANO, 2007; FREIRE *et al.*, 2012).

3.4.2 Mecanismo de Tropeço

Um projeto piloto foi realizado para o desenvolvimento e teste de um dispositivo para induzir o tropeço. O mecanismo desenvolvido objetivou provocar um tropeço da maneira mais real possível, sem que o obstáculo causasse algum tipo de lesão aos participantes. Esse fator é importante visto que obstáculos rígidos podem causar lesões ou fraturas durante o teste. Além disso, alguns estudos têm aplicados perturbações que pouco se assemelham as condições reais de um tropeço (SMEESTERS, HAYES e MCMAHON, 2001; FORNER CORDERO, KOOPMAN e VAN DER HELM, 2003). No estudo piloto realizado foi utilizada uma corda elástica (fio de poliamida coberto com material emborrachado), porém notou-se a necessidade de mudança do material que ocasionaria o tropeço. A elasticidade do fio não permitiu que o tropeço fosse ocasionado na fase de balanço esperada, dessa forma a corda elástica foi substituída por um cordão de polipropileno.

O mecanismo utilizado para o presente estudo, consistiu em um circuito eletrônico ativado a partir do disparo de um botão, o qual foi acionado pelo pesquisador, que podia dispará-lo entre os instantes inicial e médio da fase de balanço (ROOS, MCGUIGAN e TREWARTHA, 2010). Ao acionar o sistema, um mecanismo eletromagnético era desligado e permitia que uma mola efetuasse o levantamento de uma haste rígida que estendia um cordão de polipropileno a uma altura de 10 cm (tempo do contato com o obstáculo até o bloqueio do pé: 150 ms). Dessa forma, a perna de balanço tinha sua trajetória interrompida causando um tropeço. Três cordas idênticas à empregada para

causar a perturbação foram colocadas ao longo da passarela a fim de reduzir a probabilidade dos sujeitos identificarem o local da perturbação. O espaço entre as cordas era de 1m. A FIGURA 3 apresenta a representação esquemática da área de coleta de dados.

Os sujeitos vestiram o cinto de segurança que foi preso a um mosquetão e a uma corda dinâmica atada em um sistema de suporte fixo ao teto do laboratório. O sistema permitiu que os sujeitos realizassem seus deslocamentos sem interferência ao mesmo tempo em que assegurou que não sofreriam impacto no solo caso a recuperação do tropeço não ocorresse (queda). Assim, a corda de segurança foi ajustada de maneira a fornecer uma folga suficiente para que o peso corporal dos sujeitos fosse sustentado sem que qualquer parte superior do corpo ou joelhos tocasse o solo (FIGURAS 5 e 6).



FIGURA 5 – COLETE DE SEGURANÇA DURANTE UMA QUEDA NO TESTE DO TROPEÇO.



FIGURA 6 – DISPOSIÇÃO DOS OBSTÁCULOS NA PASSARELA DE COLETA DE DADOS.

3.4.3 Análise Cinemática

A análise cinemática foi realizada através do sistema Vicon®, que é um sistema que permite a análise tridimensional do movimento. O sistema é composto por nove câmeras infravermelhas de captura óptica (modelo MX-13, n=6 e modelo T10, n=3), posicionadas de modo que pelo menos duas câmeras capturassem cada marcador refletivo para posterior reconstrução do modelo 3D. Estas câmeras estavam ligadas a uma unidade de eventos MX Control (Giganet), que integra o sistema permitindo a sincronização de múltiplas câmeras no tempo e a sincronização entre sinais de vídeo e outros sinais analógicos. O sistema é controlado através do software Nexus 1.8.2.

A calibração define a reconstrução e a escala de valores para converter os dados de pixel em unidade do mundo real. No sistema Vicon é realizada uma calibração dinâmica da área de coleta de dados através de um calibrador padrão composto por 5 marcadores refletivos. Os dados cinemáticos foram adquiridos a uma frequência de 100 Hz. As variáveis cinemáticas lineares e temporais foram calculadas pelo software Vicon®. Uma rotina programada no software Matlab® - Mathworks Inc., versão 7.8.0 calculou a

média das variáveis lineares e temporais de três ciclos de marcha (entre todas as tentativas) para cada sujeito, e calculou os valores da variável elevação do pé (QUADRO 3).

3.4.4 Análise Cinética

Para aquisição dos dados cinéticos foi utilizada uma plataforma de força tridimensional AMTI (Advanced Mechanical Technology, Newton, MA, USA) modelo OR6-7-2000 com dimensões 46,4x 50,8 cm fixada ao solo, localizada no centro da área de coleta, ao longo de uma passarela de aproximadamente 9m de comprimento. A passarela encontrava-se a 4m do início da passarela. O sistema de coordenadas cartesianas das plataformas consiste no eixo Z (vertical) e eixo Y e X sendo ortogonais. Os dados foram adquiridos a frequência de 1000 Hz. As variáveis cinéticas foram analisadas somente para a coleta do tropeço. O início e o final da análise do tropeço foram definidos de formas diferentes para forças de reação do solo e para torques articulares. No presente estudo as FRS foram analisadas somente para fase de propulsão do tropeço. O processo de filtragem (Butterworth de segunda ordem) dos dados de FRS foram realizados pelo Vicon ®. Uma rotina programada pelo software Matlab® - Mathworks Inc., versão 7.8.0, selecionou os dados do ciclo do tropeço para as FRS (instante de contato do calcanhar até a retirada do membro de sustentação da plataforma), normalizou os dados pela massa do sujeito, identificou picos de força e calculou taxas de carregamento da fase de propulsão das FRS. Os dados de torque articulares foram calculados usando um modelo de dinâmica inversa, e foram normalizados pela massa do sujeito através do software Vicon ® que estava sincronizado ao sistema de análise cinética. Outra rotina programada no software Matlab® - Mathworks Inc., versão 7.8.0 selecionou os dados do ciclo do tropeço para os torques articulares (do instante do contato com o obstáculo até a retirada do membro de sustentação da plataforma), identificou picos de torque, calculou taxas de geração de torque e o tempo para atingir o pico de torque após o contato com o obstáculo. O contato com o obstáculo foi determinado pelo maior valor da coordenada x (ântero-posterior) do marcador do metatarso esquerdo da perna

de balanço na fase média de oscilação do segmento, antes que o sujeito realizasse a reversão e/ou elevação do segmento.

3.5 VARIÁVEIS DO ESTUDO

As variáveis dividem-se em: cinéticas durante o tropeço, cinemáticas lineares e temporais da marcha e variáveis relativas à capacidade funcional. Variável dependente primária para a primeira comparação (Grupos Jovens, Adultos e Idosos): Idade. Variável dependente primária para a segunda comparação (Grupos Caidor e Não Caidor): Queda.

3.5.1 Variáveis Cinéticas

Entre as variáveis cinéticas foram analisadas as Forças de Reação do Solo (FRS) (QUADRO 1) e (FIGURAS 7,8,9) e Torques Articulares (QUADRO 2).

QUADRO 1 – VARIÁVEIS CINÉTICAS E SUAS RESPECTIVAS DESCRIÇÕES – FRS

VARIÁVEL	DESCRIÇÃO
Segundo pico de força vertical do tropeço (SPFVt) N.kg ⁻¹ .	Valor máximo da força vertical ocorrido na fase de propulsão durante o tropeço (FIGURA 7).
Segundo pico de força ântero-posterior do tropeço (SPFAPt) N.kg ⁻¹ .	Maior valor alcançado na fase de propulsão da força ântero-posterior durante o tropeço (FIGURA 8).
Segundo pico de força resultante do tropeço (SPFRt) N.kg ⁻¹ .	Maior valor alcançado na fase de propulsão da força resultante durante o tropeço (FIGURA 9).
Impulso Vertical de Propulsão no tropeço (ImPVt) N.s.kg ⁻¹ .	Impulso calculado a partir da integral da fase de propulsão na força vertical (FIGURA 7).
Impulso Ântero-posterior de Propulsão no tropeço (ImPAPt) N.s.kg ⁻¹ .	Impulso calculado a partir da integral da fase de propulsão na força ântero-posterior (FIGURA 8).
Impulso resultante do tropeço (ImRPt) N.s.kg ⁻¹ .	Impulso calculado a partir da integral da fase de propulsão do produto da força vertical e força ântero-posterior no tropeço (FIGURA 9).
Taxa de carregamento de Propulsão Vertical no tropeço (TxPVt) N.s ⁻¹ .kg ⁻¹ .	Derivada matemática da primeira derivada da curva força - tempo na faixa de 20% á 80% do valor de SPFVt (FIGURA 7).
Taxa de carregamento de Propulsão Ântero-Posterior no tropeço (TxPAPt) N.s ⁻¹ .kg ⁻¹ .	Derivada matemática da função força versus tempo na faixa de 20% á 80% do valor de SPFAPt (FIGURA 8).
Taxa de carregamento resultante do tropeço (TxPRt) N.s ⁻¹ .kg ⁻¹ .	Derivada matemática da função força versus tempo na faixa de 20% á 80% do valor do produto de SPFVm e SPFAPm no tropeço (FIGURA 9).

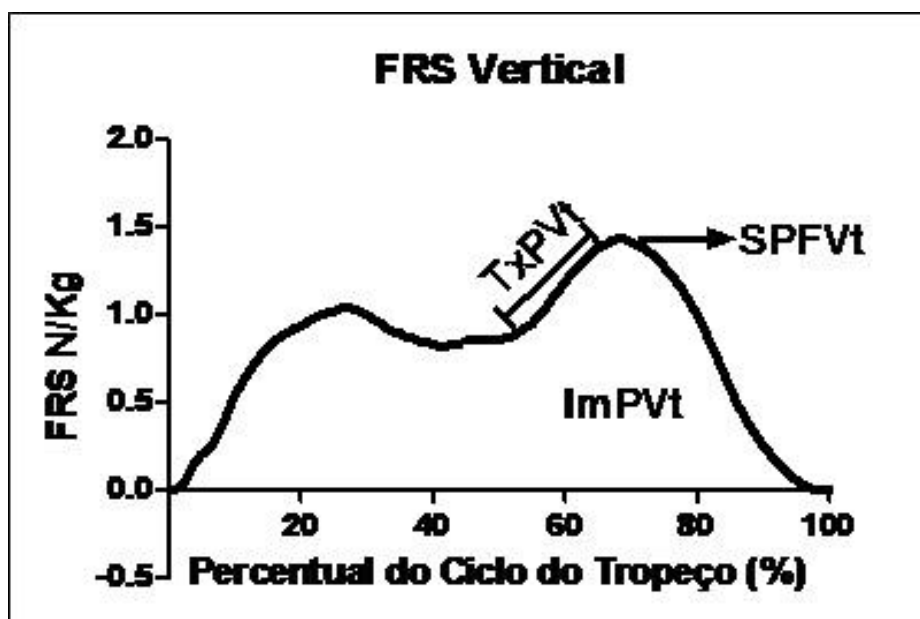


FIGURA 7 – Representação da curva obtida na Força Vertical durante o tropeço. NOTA: SPFVt; Segundo Pico de Força Vertical no Tropeço; TxPVt: Taxa de Carregamento da fase de Propulsão Vertical no Tropeço, e ImPVt: Impulso de Propulsão Vertical no Tropeço.

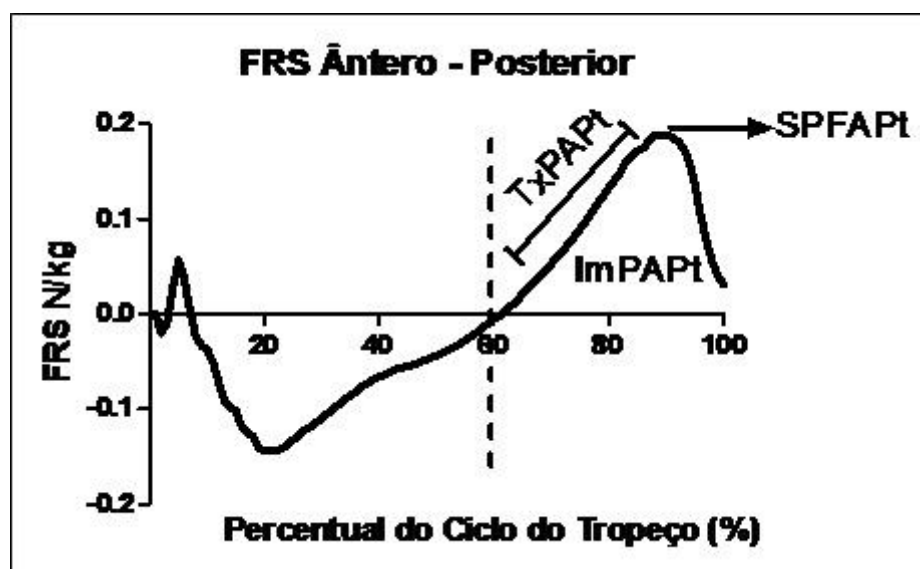


FIGURA 8 – Representação da curva obtida na Força Ântero-Posterior durante o tropeço. NOTA: SPFAPt; Segundo Pico de Força Ântero-Posterior no Tropeço; TxPAPt: Taxa de Carregamento da fase de Propulsão Ântero-Posterior no Tropeço, e ImPAPt: Impulso de Propulsão Ântero-Posterior no Tropeço.

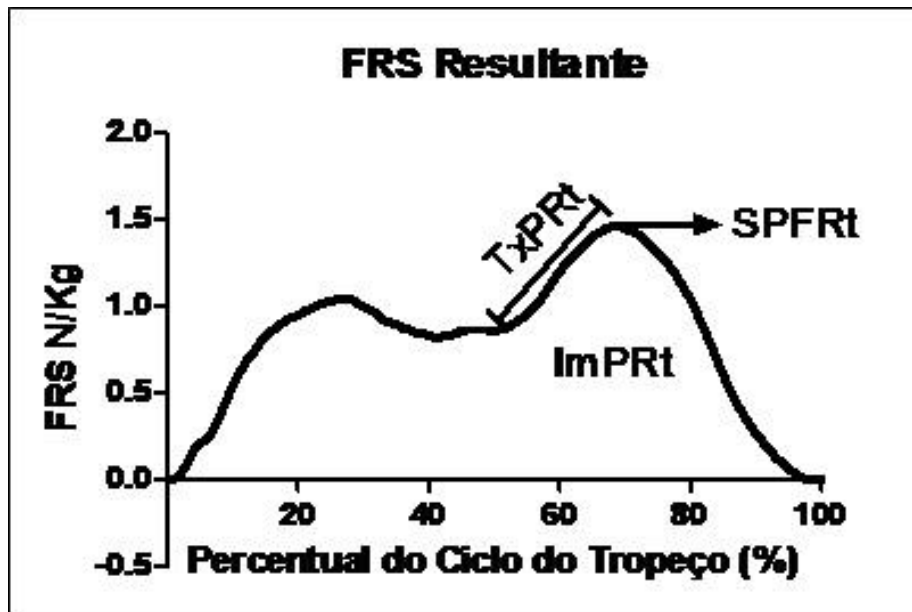


FIGURA 9 – Representação da curva obtidas da componente de Força Resultante (FR) no tropeço. NOTA: SPFRt; Segundo Pico de Força Resultante no Tropeço; TxPRt: Taxa de Carregamento da fase de Propulsão Resultante no Tropeço, e ImPRt: Impulso de Propulsão Resultante no Tropeço.

QUADRO 2 – VARIÁVEIS CINÉTICAS E SUAS RESPECTIVAS DESCRIÇÕES - TORQUES ARTICULARES

VARIÁVEL	DESCRIÇÃO
Pico de Torque extensor do Tornozelo (PTT) (Nm.kg^{-1}).	Maior valor de torque articular de tornozelo da perna de sustentação após o contato com o obstáculo.
Pico de Torque extensor do Joelho (PTJ) (Nm.kg^{-1}).	Maior valor de torque articular de joelho da perna de sustentação após o contato com o obstáculo.
Pico de Torque extensor do Quadril (PTQ) (Nm.kg^{-1}).	Maior valor de torque articular de quadril da perna de sustentação após o contato com o obstáculo.
Taxa de Geração de Torque extensor do Tornozelo (TxTT) ($\text{Nm.s}^{-1}.\text{kg}^{-1}$).	Cálculo de torque/tempo no período de 50 ms entre o contato com o obstáculo e o pico de torque de tornozelo da perna de sustentação (PIJNAPPELS, BOBBERT e VAN DIEËN, 2005c).
Taxa de Geração de Torque extensor do Joelho (TxTJ) ($\text{Nm.s}^{-1}.\text{kg}^{-1}$).	Cálculo de torque/tempo no período de 50 ms entre o contato com o obstáculo e o pico de torque de joelho da perna de sustentação (PIJNAPPELS, BOBBERT e VAN DIEËN, 2005c).
Taxa de Geração de Torque extensor do Quadril (TxTQ) ($\text{Nm.s}^{-1}.\text{kg}^{-1}$).	Cálculo de torque/tempo no período de 50 ms entre o contato com o obstáculo e o pico de torque de quadril da perna de sustentação (PIJNAPPELS, BOBBERT e VAN DIEËN, 2005c).
Tempo até o pico de torque do tornozelo (TPT) (ms).	Tempo do contato com o obstáculo até o pico de torque articular do tornozelo da perna de sustentação.
Tempo até o pico de torque do joelho (TPJ) (ms).	Tempo do contato com o obstáculo até o pico de torque articular do joelho da

	perna de sustentação.
Tempo até o pico de torque do quadril (TPQ) (ms).	Tempo do contato com o obstáculo até o pico de torque articular do quadril da perna de sustentação.

3.5.2 Variáveis Cinemáticas

As variáveis cinemáticas são encontradas a partir de uma média de três tentativas de marchas antes do tropeço ser induzido durante a coleta.

QUADRO 3 – VARIÁVEIS CINEMÁTICAS E SUAS RESPECTIVAS DESCRIÇÕES

VARIÁVEL	DESCRIÇÃO
Cadência (passos. s ⁻¹)	Número de passos por unidade de tempo.
Velocidade da marcha (m.s ⁻¹)	Velocidade do sujeito no sentido de seu deslocamento. (Distância/tempo).
Comprimento do ciclo (m)	Distância entre o contato inicial do pé direito e o segundo contato do pé direito, projetada no eixo de deslocamento do sujeito.
Tempo de duração total do ciclo (s)	Tempo de dois contatos consecutivos do calcanhar direito durante a marcha.
Tempo de apoio (s)	Tempo total em que o membro direito se encontra em contato com o solo durante um ciclo da marcha.
Elevação do pé (cm)	Altura mínima de distância do metatarso em relação ao pé que está em contato com o solo (pé contralateral).

3.5.3 Variáveis Funcionais

O QUADRO 4 explica as variáveis utilizadas para mensuração da capacidade funcional em cada teste realizado.

QUADRO 4 – VARIÁVEIS FUNCIONAIS E SUAS RESPECTIVAS DESCRIÇÕES

VARIÁVEL	DESCRIÇÃO
<i>Timed Up and Go</i> (TUG) – (s)	Tempo cronometrado para realização do teste.
AF (Alcance Funcional) – (cm)	Distância máxima alcançada no teste (diferença a distância inicial e final).
SPPB (Short Physical Performance Battery).	Escore dos três testes realizados (Teste de equilíbrio, velocidade da marcha, força de membros inferiores): <ul style="list-style-type: none"> • 0 a 3 pontos: Incapacidade ou desempenho muito ruim; • 4 a 6 pontos: Baixo desempenho; • 7 a 9 pontos: Moderado desempenho; • 10 a 12 pontos: Bom desempenho (GURALNIK <i>et al.</i>, 1994; FERRUCCI <i>et al.</i>, 2000)

3.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

O teste de Kolmogorov-Smirnov foi aplicado para determinar a normalidade dos dados. E o teste de Levene para determinar homogeneidade dos dados. A comparação entre os grupos (GJ, GA e GI), para as variáveis que atenderam os critérios de normalidade, foi realizada por meio da análise de variância (ANOVA one-way), e o teste de Tukey para análise post-hoc. O teste de Kruskal Wallis foi utilizado para comparar os grupos nas variáveis que não atenderam os critérios de normalidade. A comparação entre os grupos caidor e não caidor foi realizada pelo teste *T* de *Student* (dados com distribuição normal) e “U” Mann-Whitney (dados sem distribuição normal), e foram ajustados pelo teste de Bonferroni (com valor de alfa ajustado para 0.01) (FIELD, 2005). O teste de Qui-quadrado foi realizado para detectar associação entre as variáveis cinemáticas, testes funcionais e quedas relatadas com as quedas ocorridas no teste do tropeço em ambiente de laboratório. Os procedimentos foram realizados no software SPSS Statistics 19 e o nível de significância foi $p < 0,05$.

4 RESULTADOS

4.1 Classificação de diferentes estratégias de recuperação do tropeço

Os indivíduos realizaram duas estratégias diferentes, estratégia de elevação e estratégia de sobreposição. A estratégia de elevação ocorre quando o sujeito recupera com a perna que foi obstruída pelo obstáculo, e ocorre na fase de balanço inicial-médio. Ainda não existe uma descrição sobre o mecanismo da estratégia de sobreposição, porém sabe-se que esta ocorre em torno da fase média de balanço (PIJNAPPELS, BOBBERT e VAN DIEËN, 2004). A estratégia de elevação foi a mais utilizada (68%), apenas 32% dos sujeitos realizaram a estratégia de sobreposição. Na estratégia de sobreposição não se tem um padrão para os dados cinéticos, portanto, para caráter comparativo, os dados das estratégias de sobreposição não foram incluídos na análise. Houve quedas entre os sujeitos que realizaram a estratégia de sobreposição. Uma das análises comparou variáveis cinéticas entre GJ, GA e GI que realizaram a estratégia de elevação. Para as análises que comparavam indivíduos caídores e não caídores foram incluídos participantes que realizaram tanto a estratégia de elevação como a estratégia de sobreposição.

4.2 Caracterização da Amostra

Todos os participantes do estudo eram indivíduos saudáveis, as características de idade, massa e estatura dos participantes da análise dos dados cinéticos encontram-se na TABELA 1. A massa corporal foi semelhante entre os três grupos ($p=0.95$). A estatura foi semelhante entre os grupos jovem (GJ) e adulto (GA) ($p=0.93$), porém a estatura do grupo idoso (GI) foi menor que grupo jovem (GJ) ($p=0.001$), e do grupo adulto (GA) ($p=0.01$). As características antropométricas do grupo caídores (GC) e o grupo não caídores

(GNC) no teste do tropeço encontra-se na TABELA 2, os dois grupos mostraram-se semelhantes não havendo diferença significativa entre eles.

TABELA 1 – CARACTERÍSTICAS INICIAIS (MÉDIA ± DESVIO PADRÃO) GRUPO PARA ANÁLISE CINÉTICA.

Grupo	Gênero	Faixa Etária	Idade (anos)	Massa Corporal (Kg)	Estatura(m)
Grupo Jovem (n=17)	10 ♀, 7 ♂	18-25	20.29±1.49	66.36±11.44	1.68±0.07
Grupo Adulto (n=13)	5 ♀, 8 ♂	40-55	47.92±3.12	79.53±17.39	1.68±0.08
Grupo Idoso (n=13)	10 ♀, 3 ♂	65-79	70.69±3.42	79.10±12.36	1.60±0.08*

*Nível de significância para $p < 0,05$.

TABELA 2 – CARACTERÍSTICAS INICIAIS (MÉDIA ± DESVIO PADRÃO) DOS GRUPOS CAIDORES E NÃO CAIDORES

Grupo	Gênero	Idade (anos)	Massa Corporal (Kg)	Estatura(m)
Grupo Caidor (n=10)	8 ♀, 2 ♂	64±12.41	83.88±10.33	1.62±0.06
Grupo Não Caidor (n=33)	16 ♀, 17 ♂	55.87±12.20	77.44±13.28	1.65±0.08*

4.3 Comparação entre grupos dos dados cinéticos durante o tropeço.

4.3.1 Comparação das Forças de Reação do Solo (FRS)

A amostra para comparação dos dados de FRS não inclui os idosos que caíram e foi a seguinte: GJ (n=17 - 10 ♀, 7 ♂), GA (n=13 - 5 ♀, 8 ♂) e GI (n=10 - 8 ♀, 2 ♂). A comparação dos dados de FRS não apresentaram diferenças significativas entre os grupos, exceto o ImpPAPt (Impulso de Propulsão Ântero-Posterior no Tropeço), que foi maior no GI (Média:0.07

N.s.kg⁻¹) do que o GA (Média: 0.04 N.s.kg⁻¹); U= 17; p=0.00, e o GJ (Média: 0.04 N.s.kg⁻¹); U= 32; p=0.00 (TABELA 3).

Dentre o grupo que realizou a estratégia de elevação houve apenas três caidores, que pertenciam ao GI, desta forma, não foi possível realizar uma análise comparativa entre indivíduos que recuperaram e que caíram após o teste do tropeço. Porém, algumas diferenças nos dados de FRS entre um idoso que caiu e um idoso que não caiu foram observadas, assim, uma análise de caráter descritivo foi realizada. Um idoso que caiu no teste do tropeço apresentou uma força 20% menor no segundo pico ântero-posterior no tropeço (SPFAPt) comparado ao idoso que não caiu, e 10% menor no segundo pico vertical no tropeço (SPFVt). E uma força 10% menor no segundo pico da força resultante na fase de propulsão no tropeço (SPFRt) , e uma taxa de carregamento no tropeço (TxRT) 17% menor foi observada no idoso que caiu comparado ao idoso que não caiu (FIGURA 10).

TABELA 3 – MÉDIA, DESVIO PADRÃO E SIGNIFICÂNCIA DAS VARIÁVEIS CINÉTICAS DURANTE O TROPEÇO DE JOVENS, ADULTOS E IDOSOS.

Variável	Jovens (n=17) (Média)	Adulto (n=13) (Média)	Idoso (n=10) (Média)	P
SPFVt (N.kg ⁻¹)	1.46 ± 0.12	1.50 ± 0.18	1.43 ± 0.12	0.38
SPFAPt (N.kg ⁻¹)	0.26 ± 0.07	0.23 ± 0.06	0.25 ± 0.04	0.20
SPRt (N.kg ⁻¹)	1.47 ± 0.13	1.51 ± 0.17	1.44 ± 0.12	0.33
ImPVt (N.s.kg ⁻¹)	0.40 ± 0.15	0.50 ± 0.20	0.37 ± 0.12	0.16
ImPAPt (N.s.kg ⁻¹)	0.04 ± 0.01	0.04 ± 0.01	0.07 ± 0.00	0.00*
ImPRt (N.s.kg ⁻¹)	0.40 ± 0.15	0.50 ± 0.20	0.38 ± 0.11	0.21
TxPVt (N.s ⁻¹ .kg ⁻¹)	6.21 ± 2.10	6.25 ± 2.17	6.41 ± 0.06	0.70
TxPAPt (N.s ⁻¹ .kg ⁻¹)	2.00 ± 0.71	1.35 ± 0.59	1.66 ± 0.65	0.06
TxRt (N.s ⁻¹ .kg ⁻¹)	6.22 ± 2.19	6.30 ± 2.08	6.62 ± 2.42	0.78

Legenda: SPFVt (Segundo Pico de Força Vertical no Tropeço); SPFAPt (Segundo Pico de Força Ântero-posterior no Tropeço); ImPVt (Impulso de Propulsão Vertical no Tropeço); ImPAPt (Impulso de Propulsão Ântero-Posterior no Tropeço); ImRPt (Impulso de Propulsão Resultante no Tropeço); TxPVt (Taxa de carregamento de Propulsão Vertical no tropeço); TxPAPt (Taxa de carregamento de Propulsão Ântero-Posterior no Tropeço); TxRM (Taxa de carregamento Resultante na Marcha); TxRT (Taxa de carregamento Resultante no Tropeço). * Nível de significância para p<0,05.

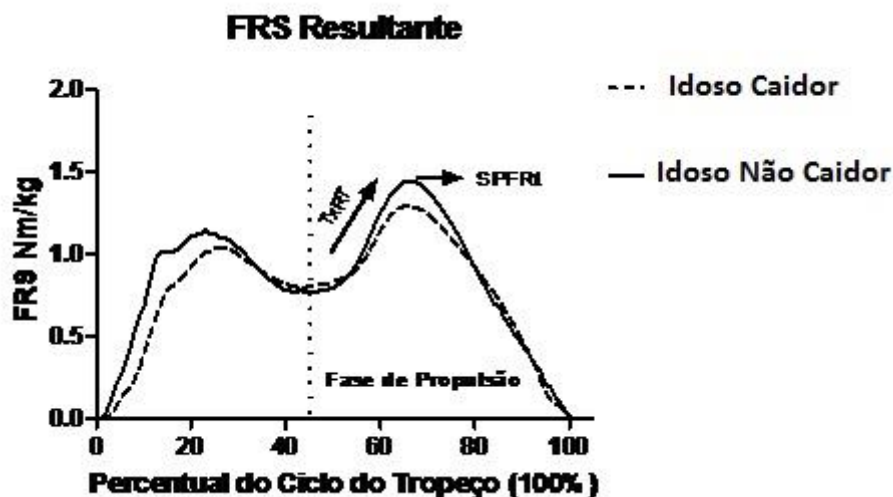


FIGURA 10 – Comparação da FRS (Força de Reação do Solo) Resultante normalizada em um ciclo do tropeço entre um idoso caidor e um idoso não caidor.

4.3.2 Comparação dos Torques Articulares

A amostra para comparação dos dados de torques articulares não incluiu os sujeitos que caíram, pois houve somente três caidores, não possibilitando uma análise estatística robusta. Houve alguns problemas com a sincronização dos dados cinéticos e o *software* Vicon® durante as coletas, prejudicando o cálculo dos torques articulares, ocasionando perda de sujeitos. Portanto a amostra para esta análise foi a seguinte: GJ (n=14 - 7 ♀, 7 ♂), GA (n=13 - 5 ♀, 8 ♂), e GI (n=10 - 8 ♀, 2 ♂). As comparações do pico de torque articular, a taxa de produção de torque e o tempo para atingir o pico de torque para as articulações do tornozelo, joelho e quadril não se mostraram diferentes em nenhum dos grupos comparados, exceto para o tempo do contato com obstáculo até o pico de torque para articulação do joelho (TPJ), que foi maior para o GI em comparação ao grupo GJ (TABELA 4).

Uma análise descritiva entre um idoso que caiu e um idoso que não caiu no teste do tropeço também foi realizada para os dados de torques articulares. Um idoso que caiu no teste do tropeço teve um pico de torque de tornozelo 30% menor do que o que não caiu, e 83% e 90% menor para picos de joelho e quadril respectivamente. Em relação às taxas de geração de torque, todas foram menores para o idoso caidor em comparação ao idoso não caidor, sendo

35% a menos para articulação de tornozelo, 70% para joelho e 30% para quadril. Em relação ao tempos para atingir o pico de torque o idoso caidor atingiu o pico 50 ms mais tarde que o idoso não caidor na articulação do tornozelo, 150 ms mais tarde para articulação do joelho e 20 msm mais cedo para articulação do quadril.

TABELA 4 – MÉDIAS, DESVIO PADRÃO E SIGNIFICÂNCIA DOS TORQUES ARTICULARES POR GRUPO DURANTE O TROPEÇO.

Variável	Jovens (n=14) (Média/DP)	Adulto (n=13) (Média/DP)	Idoso (n=10) (Média/DP)	P
PTT (Nm.kg ⁻¹)	2.21 ± 0.33	1.93 ± 0.51	2.05 ± 0.29	0.20
PTJ (Nm.kg ⁻¹)	1.22 ± 0.50	1.14 ± 0.65	1.37 ± 0.65	0.62
PTQ (Nm.kg ⁻¹)	1.00 ± 0.50	1.25 ± 0.55	1.27 ± 0.98	0.43
TxTT (Nm.s ⁻¹ .kg ⁻¹)	12.94 ± 2.86	10.69 ± 3.84	13.87 ± 2.83	0.11
TxTJ (Nm.s ⁻¹ .kg ⁻¹)	6.40 ± 2.71	7.96 ± 3.31	5.28 ± 4.91	0.50
TxTQ (Nm.s ⁻¹ .kg ⁻¹)	7.10 ± 3.51	5.94 ± 3.45	5.92 ± 4.15	0.64
TPT (ms)	150 ± 25	176 ± 37	168 ± 38	0.12
TPJ (ms)	155 ± 32	181 ± 55	221 ± 71	0.04*
TPQ (ms)	195 ± 28	205 ± 73	214 ± 99	0.68

Legenda: PTT (Pico de Torque de Tornozelo); PTJ (Pico de Torque do Joelho); PTQ (Pico de Torque do Quadril); TxTT (Taxa de geração de Torque de Tornozelo); TxTJ (Taxa de geração de Torque de Joelho); TxTQ (Taxa de geração de Torque de Quadril); TPT (Tempo até o Pico de Tornozelo); TPJ (Tempo até o Pico de Joelho); TPQ (Tempo até o Pico de Quadril). * Nível de significância para p<0,05.

4.4 Comparação entre caidores e não caidores.

Os resultados do histórico de quedas, da bateria de testes *SPPB*, do teste de Alcance Funcional (AF) e o teste de *Timed Up and Go* (TUG), bem como as variáveis da marcha, foram comparados com as quedas ocorridas dentro do laboratório durante o teste do tropeço. Para tanto, os sujeitos foram alocados em dois grupos, grupo caidor (GC (n=10)) e grupo não caidor (GNC (n=33)). Como nenhum indivíduo jovem caiu, apenas dados dos sujeitos adultos e idosos foram usados para esta análise. Os grupos idoso e adulto foram unidos e divididos de acordo com a ocorrência de queda ou não durante o teste do tropeço. Nenhum participante sofreu qualquer intercorrência durante o experimento do tropeço.

4.4.1 Associação entre quedas relatadas, teste de AF, TUG e SPPB, velocidade e elevação do pé com a queda ocorrida no teste do tropeço no laboratório.

Durante o teste do tropeço 13% dos sujeitos do grupo adulto (GA) e 35% dos sujeitos do grupo idoso (GI) caíram no teste do tropeço, nenhum sujeito do grupo jovem (GJ) caiu. Ao responderem o questionário de histórico de quedas 8% dos sujeitos adultos e 25% dos sujeitos idosos relataram terem caído no último ano (Tabela 5). Mais da metade dos indivíduos que relataram quedas no último ano caíram após tropeçar, e o restante caiu após dar um passo em falso ou escorregar.

TABELA 5 – NÚMERO DE INDIVÍDUOS QUE RELATARAM QUEDAS NO ÚLTIMO ANO E QUE CAÍRAM DURANTE O TESTE DO TROPEÇO.

Grupo	Quedas relatadas no último ano	Queda no teste do tropeço
Grupo Adulto (n=23)	2 ♀, 0 ♂ (2)	3 ♀, 0 ♂ (3)
Grupo Idoso (n=20)	4 ♀, 1 ♂ (5)	5 ♀, 2 ♂ (7)

Ao associar o histórico de quedas relatadas com as quedas ocorridas no laboratório, não foi encontrada associação entre indivíduos que relataram quedas no último ano e indivíduos que caíram no teste do tropeço ($\chi^2=0.13$, $p=0.71$). Encontrou-se que apenas 28% das pessoas que relataram ter queda no último ano, caíram no teste do tropeço e, portanto, 72% das pessoas que haviam relatado queda no último ano não caíram no teste do tropeço. Dos indivíduos que não haviam relatado quedas no último ano, 22% caíram no teste do tropeço e, portanto, 78% das pessoas que não relataram quedas no último ano, realmente não caíram no teste do tropeço.

Ao associar o teste AF com as quedas ocorridas no laboratório, não houve associação entre eles ($\chi^2=0.38$, $p=0.53$). Foi encontrado que 70% dos participantes que apresentaram alcance abaixo do ponto de corte (29,44 cm) não caíram no teste do tropeço, e apenas 30% dos indivíduos que ficaram abaixo do ponto de corte caíram no teste do tropeço. Dentre os indivíduos que

ficaram acima do ponto de corte 22% caíram no teste do tropeço e 78% não caíram.

Não foi possível associar o teste do TUG com as quedas ocorridas no laboratório pelo ponto de corte do teste (tempo cronometrado para a realização do teste), pois todos os indivíduos estavam abaixo do ponto de corte para identificação de risco de quedas.

Ao associar o SPPB com as quedas ocorridas no laboratório, não houve associação significativa entre eles ($\chi^2=0.35$, $p=0.55$). Porém, foi encontrado que 74% dos participantes que obtiveram bom desempenho no teste não caíram no teste do tropeço, 26% dos indivíduos que obtiveram bom desempenho no teste caíram no teste do tropeço. Encontrou-se um efeito teto neste teste, pois 98% dos participantes obtiveram um bom desempenho na bateria de testes.

Para a associação da velocidade da marcha com a queda ocorrida no laboratório, os indivíduos foram divididos em dois grupos, grupo abaixo e grupo acima da média da marcha normal para idosos (1.2m/s) (RILEY, DELLA CROCE e CASEY KERRIGAN, 2001). Não houve associação significativa entre a velocidade da marcha e as quedas no teste do tropeço ($\chi^2=2.75$, $p=0.09$). Apenas 14% dos indivíduos que obtiveram uma velocidade da marcha abaixo de 1,2 m/s caíram no teste do tropeço e 36% dos indivíduos que obtiveram uma velocidade da marcha acima de 1,2 m/s caíram no teste do tropeço.

Para a associação da elevação do pé com a queda ocorrida no teste do tropeço, os indivíduos foram divididos em dois grupos, grupo com altura abaixo de 1,2 cm e grupo com altura acima 1,2 cm (CHIBA *et al.*, 2005). Não houve associação significativa entre a elevação do pé e as quedas em ambiente de laboratório ($\chi^2=2.75$, $p=0.09$). Entre os indivíduos que caíram no teste do tropeço 44% apresentaram uma elevação do pé menor que 1.2 cm e apenas 20% dos indivíduos que apresentaram uma elevação do pé maior que 1.2 cm caíram no teste do tropeço.

4.4.2 Comparação dos testes funcionais entre GC e GNC

No teste *SPPB* o GC (Mediana: 11) não apresentou pontuação diferente do GNC (Mediana: 11,22), $U=136,5$, $p=0.13$. Portanto, ambos os grupos apresentaram um bom desempenho do teste, segundo a escala de corte. Da mesma forma os testes AF e TUG não foram significativamente diferentes. No AF o GC apresentou uma média de $26,86 \pm 7.21$ cm comparado ao GNC $30,72 \pm 0.96$ cm, $p=0.30$. E no teste TUG o GC apresentou uma média de $6,93 \pm 1.24$ segundos e o GNC uma média de $6,37 \pm 1.04$ segundos, $p=0.17$.

4.4.3 Comparação dos parâmetros da marcha entre GC e GNC

Entre os parâmetros da marcha encontrou-se que apenas o tempo do ciclo no GC foi significativamente menor que o GNC. Coerentemente, houve uma tendência do GC realizar uma marcha com maior velocidade e maior cadência. Porém, o comprimento do ciclo, a porcentagem do tempo de apoio e a elevação do pé durante a marcha não foi significativamente diferente entre o GC e o GNC (TABELA 6).

TABELA 6 – MÉDIA, DESVIO PADRÃO E SIGNIFICÂNCIA DOS PARÂMETROS DA MARCHA POR GRUPO.

Variável	GC (n= 10) (Média/DP)	GNC (n=33) (Média/DP)	P
Cadência (passos/min)	115 ± 7.6	108 ± 8.92	.032
Velocidade (m/s)	1.28 ± 0.14	1.19 ± 0.11	.033
Tempo do Ciclo (s)	1.02 ± 0.07	1.10 ± 0.08	.001*
Comp. do Ciclo(m)	1.32 ± 0.12	1.32 ± 0.9	.730
Tempo de apoio (%)	62.96 ± 2.72	63.26 ± 2.15	.964
Elevação do pé (cm)	1.45 ± 0.4	1.57 ± 0.34	.360

Legenda: * Nível de significância para $p < 0.01$ ajustado por Bonferroni

5 DISCUSSÃO

O presente estudo teve como primeiro objetivo comparar parâmetros cinéticos durante um tropeço induzido em ambiente de laboratório entre jovens, adultos e idosos e como segundo objetivo associar a queda ocorrida após um tropeço induzido em ambiente de laboratório em função dos fatores de risco, tais como histórico de quedas, escores de testes funcionais e parâmetros da marcha. Assim, a síntese dos resultados e principais argumentos serão discutidos no presente capítulo.

5.1 Comparação dos parâmetros cinéticos durante um tropeço induzido entre grupos.

Dentre os parâmetros cinéticos foram analisados forças de reação do solo e torques articulares. Quando ocorre o tropeço, durante a estratégia de elevação, a carga refletida nas forças internas e externas durante a fase final de apoio do pé de sustentação é notoriamente maior quando comparadas à marcha sem perturbação, devido às forças geradas para impulsionar o centro de massa para frente e para cima – fase de propulsão, a fim de evitar a queda. Esta reação também é refletida num aumento do pico e na taxa de geração torque articular, especialmente da articulação de tornozelo e exige uma rápida contração dos músculos plantiflexores (PIJNAPPELS, BOBBERT e VAN DIEËN, 2005c). As mudanças associadas ao envelhecimento incluem importantes diminuições na expressão da força e da potência (CANDOW e CHILIBECK, 2005), as quais reduzem a capacidade de gerar torques articulares e causam menores forças de reação do solo e impulso durante a fase de propulsão, quando idosos são comparados a jovens. Apesar dessas premissas, foram encontradas diferenças apenas no impulso de propulsão ântero-posterior (AP) durante o tropeço, em que os idosos apresentaram maior impulso do que jovens e adultos. Assim, detecta-se uma tendência de idosos exercerem maiores forças na direção ântero-posterior do que na direção vertical, a qual pode ter contribuído para um maior número de quedas nesta faixa etária. O maior impulso ântero-posterior aumenta o momento de inércia, e

por fim, aumenta o momento angular. O membro de suporte gera forças adequadas que contribuem para a recuperação do tropeço, pois fornece tempo e espaço para o membro de recuperação posicionar-se e também é responsável pela redução do momento angular (PIJNAPPELS, BOBBERT e VAN DIEËN, 2005a) A capacidade de reduzir o momento angular é fundamental para evitar uma queda, o que parece mais difícil para os idosos do que adultos (PIJNAPPELS, BOBBERT e VAN DIEËN, 2004). Idosos têm um tempo aumentado para responder á perturbações (VAN DEN BOGERT, PAVOL e GRABINER, 2002). O tempo de reação aumentado para gerar força verticalmente após a aplicação da perturbação pode ter dificultado que os idosos pudessem elevar o CM, reduzindo o momento angular a fim de permitir o reposicionamento no solo e evitar a queda, o que pode explicar o maior impulso no sentido ântero-posterior observado nos idosos deste estudo.

Não foram encontradas diferenças nos torques articulares entre diferentes faixas etárias, esses achados são semelhantes aqueles reportados por Pijnappels e colaboradores (2005c). Não encontraram diferenças nos torques articulares entre jovens e idosos que foram capazes de evitar queda, após um tropeço controlado em ambiente de laboratório.

Temporalmente, a articulação de tornozelo foi a primeira a atingir o pico de torque nos três grupos experimentais, sendo seguidos pelos picos das articulações do joelho e do quadril, respectivamente, exceto para o grupo dos idosos, que teve um atraso para atingir o pico de torque na articulação do joelho em relação aos jovens. Para evitar uma queda, a musculatura do quadríceps deve gerar um torque extensor suficiente para impedir a flexão do joelho da perna de sustentação no instante do tropeço, enquanto um torque extensor da perna de sustentação ao redor do quadril é gerado a fim de favorecer ganhos no tamanho do passo para recuperação da perna de balanço. Quando não há uma extensão do quadril adequada, a inclinação anterior da pelve é aumentada, o que limita o comprimento do passo (PERRY, 1992; KERRIGAN *et al.*, 2003) e dificulta o posicionamento do segmento na recuperação. No presente estudo, os idosos apresentaram um atraso para atingir o pico de torque articular de joelho, o que é similar ao achado no estudo de PIJNAPPELS, BOBBERT e VAN DIEËN (2005c). Esse atraso pode representar menor capacidade de produzir torque e maior dificuldade em

efetuar uma estratégia de elevação adequada, e maior tempo para se desvencilhar do obstáculo, ocasionando uma queda. Contudo, no presente estudo dentre os parâmetros cinéticos, não houve caidores entre os grupos analisados. Bento *et al.* (2010), observou que a capacidade de gerar torque rapidamente é mais importante do que a quantidade de torque gerado (pico de torque) para evitar uma queda. De maneira que não houve caidores no grupo analisado, aqueles que apresentaram discretos atrasos para gerar torque na articulação do joelho podem ter experimentado maiores dificuldades em recuperar o equilíbrio e evitar uma queda.

5.2 Associação do histórico de quedas, testes funcionais e parâmetros da marcha entre grupo caidor (GC) e grupo não caidor (GNC).

O segundo objetivo deste estudo foi associar a queda ocorrida após um tropeço induzido em ambiente de laboratório em função dos fatores de risco, tais como histórico de quedas, desempenho de testes funcionais e parâmetros da marcha. A síntese dos resultados e principais argumentos relacionados a estudos que investigam quedas utilizando alguns testes de campo e questionários para tal avaliação serão apresentados.

Um resultado importante encontrado foi a não associação dos resultados do questionário de histórico de quedas com as quedas ocorridas no teste do tropeço. O histórico de quedas não pareceu discriminar indivíduos que têm maior probabilidade de tropeçar e conseqüentemente cair, visto que a maioria das pessoas que relatou queda no último ano (72%) não caiu no teste do tropeço. Muitos estudos interessados em avaliar risco de quedas têm comparado indivíduos caidores e não caidores, em que as quedas são geralmente identificadas através de uma avaliação retrospectiva da quantidade de quedas ocorridas no último semestre ou no último ano (BEAUCHAMP *et al.*, 2009; MELZER, KURZ e ODDSSON, 2010; BOLZETTA *et al.*, 2013). Desta maneira, pode-se questionar a capacidade dos questionários recordatórios identificarem caidores, pois indivíduos que não haviam relatado quedas, caíram após tropeçar em ambiente de laboratório. Além disso, os questionários recordatórios podem não ser suficientemente sensíveis para determinar eventos como as “quase quedas”, que são relevantes devido à sua elevada

frequência e por se tratar de um bom indicador para quedas futuras (FONG *et al.*, 2011; MAIDAN *et al.*, 2014). A quase queda envolve um evento de tropeço ou perda de equilíbrio em que o indivíduo é capaz de parar ou evitar a queda por conseguir um suporte, por exemplo, o indivíduo consegue se sustentar pelo apoio em algum objeto ou mesmo uma pessoa ao seu lado (ARNOLD e FAULKNER, 2007). Não é possível obter relatos confiáveis de eventos quase quedas, pois não são eventos sensíveis ou marcantes, para que um idoso lembre que tenha ocorrido (MAIDAN *et al.*, 2014). Arnold e Faulkner (2007) encontraram que apesar da frequência da quase queda ser maior que a queda, as quase quedas eram menos relatadas do que as quedas em um questionário retrospectivo. Estudos retrospectivos apresentam uma desvantagem pelo fato dos sujeitos não se lembrarem ou por minimizarem eventos antecedentes (recall bias) (MANN, 2003; HESS, 2004). Desta maneira, isso pode ser confirmado com os resultados encontrados neste estudo, não houve associação das quedas relatadas com a queda efetiva em ambiente de laboratório.

Ao comparar os resultados dos testes da Short Physical Performance Battery (*SPPB*), não foram encontradas diferenças entre os indivíduos do grupo caidor (GC) e do grupo não caidor (GNC) no teste de tropeço. A bateria de testes *SPPB* é uma das ferramentas bastante aplicada para medir o desempenho físico em idosos que inclui, por exemplo, a avaliação do equilíbrio e força de membros inferiores que estão associadas às quedas em idosos (MASUD e MORRIS, 2001; SHIMADA *et al.*, 2011; BOLZETTA *et al.*, 2013). Porém, os resultados encontrados neste estudo mostram que os escores finais da bateria *SPPB* do GC não foi diferente do GNC. Por outro lado, foi encontrado um efeito teto entre os indivíduos avaliados. Tais resultados estão em conformidade com os achados de BOLZETTA (2013) e SABCHUK (2013), que encontrou diferença no escore da bateria de testes *SPPB* apenas em idosos frágeis e idosos muito idosos (acima de 75 anos). O teste de alcance funcional (AF) citado como uma ferramenta para identificação do risco de quedas para idosos (BEHRMAN *et al.*, 2002), também não apresentou diferenças entre GC e GNC. O mesmo ocorreu com o teste *Timed Up and Go* (TUG). Portanto, os testes TUG, AF e *SPPB* muito usados na correlação, associação e identificação de quedas em idosos, pode não expressar dados

condizentes com a realidade. Apesar da pequena amostra empregada no presente estudo, estudos futuros poderão controlar melhor os testes utilizados para identificação de caidor e não caidor.

Nos parâmetros da marcha foi encontrado que o GC apresentou um menor tempo de ciclo em relação ao GNC, apesar de não serem estatisticamente significantes, a cadência e a velocidade apresentaram uma tendência de serem maior no GC. Comumente, maiores riscos de quedas são relacionadas a idosos com baixas velocidades da marcha (MAKI, 1997; LORD, 2007), porém o presente estudo mostra resultados opostos que concordam com os obtidos por Pavol et al (2001) e Pijnappels et al (2008b). Os indivíduos que caíram tinham a velocidade significativamente maior do que os que não caíram. Segundo Roos e Dingwell (2013), idosos que caminham com uma velocidade mais lenta podem fazer isso de maneira voluntária para reduzir o próprio risco de queda, geralmente estes idosos são mais debilitados e já sofreram uma queda, desta forma adotam um padrão de marcha mais cauteloso. Estas informações dão evidência que andar rapidamente pode ser umas das causas de queda depois de um tropeço para idosos saudáveis (PAVOL *et al.*, 1999; 2001; PAVOL *et al.*, 2002). A velocidade reduzida durante a marcha também é associada a uma diminuição da elevação do pé, os passos tendem a ser mais arrastados (VAN DIEËN, PIJNAPPELS e BOBBERT, 2005; CALLISAYA *et al.*, 2012). A elevação do pé diminuída já foi descrita como um fator chave para entender quedas durante a marcha (MILLS, BARRETT e MORRISON, 2008; MARIANI *et al.*, 2012). No presente estudo, a elevação do pé não diferiu entre o GC e o GNC, indicando assim que reduções na altura de elevação do pé não é o único fator determinante de quedas. Portanto, tanto velocidades da marcha mais lentas e mais rápidas podem predizer o risco aumentado de diferentes tipos de quedas, podendo haver dois grupos distintos de risco – o indivíduo mais frágil, com passos arrastados, curtos e velocidade reduzida, e a pessoa saudável exposta a um maior risco pela alta velocidade na marcha (CALLISAYA *et al.*, 2012).

6 CONCLUSÃO

Com base nos objetivos do estudo e nos resultados encontrados pode-se concluir que idosos apresentam maior impulso ântero-posterior do que jovens e adultos para reagir a uma perturbação, fator que contribui para dificuldade na redução do momento angular e aumenta a probabilidade de quedas. Os torques articulares, entretanto, não foram diferentes entre os grupos testados, exceto para o tempo para atingir o pico de torque na articulação do joelho que teve um atraso para o grupo idoso. Esse atraso pode representar menor capacidade de produzir torque e maior dificuldade em efetuar uma estratégia de recuperação adequada, e maior tempo para se desvencilhar do obstáculo, ocasionando uma queda.

O histórico de quedas relatadas, os testes funcionais a velocidade da marcha e elevação do pé durante a marcha não mostraram ter associação com as quedas ocorridas após uma perturbação em ambiente de laboratório. Os testes *Short Physical Performance Battery (SPPB)*, Alcance Funcional (AF) e o *Timed Up and Go (TUG)* mostraram um efeito teto sobre os sujeitos do estudo, não diferenciando indivíduos que caíram no teste de tropeço.

A cadência e velocidade da marcha foram maiores nos sujeitos que caíram do que os sujeitos não caíram durante o tropeço, pode-se notar um tempo do ciclo menor nos sujeitos que caíram. A velocidade da marcha aumentada pode ser considerada como um dos fatores predisponentes para quedas.

REFERÊNCIAS

ADAMO, D.; ALEXANDER, N.; BROWN, S. The influence of age and physical activity on upper limb proprioceptive ability. **Journal of aging and physical activity**, v. 17, n. 3, p. 272, 2009. ISSN 1063-8652.

ALEXANDER, N. B. Postural control in older adults. **Journal of the American Geriatrics Society**, 1994. ISSN 1532-5415.

ALFIERI, F. M. et al. Comparación del tiempo de ejecución del test Timed up and go (TUG) en ancianos con y sin antecedentes de caídas. **Revista Española de Geriátria y Gerontología**, v. 45, n. 3, p. 174-175, 2010. ISSN 0211-139X.

ALFIERI, F. M.; DE MORAES, M. C. L. Envelhecimento eo controle postural. **Saúde Coletiva**, v. 4, n. 19, p. 30-33, 2008.

AMIRIDIS, I. G.; HATZITAKI, V.; ARABATZI, F. Age-induced modifications of static postural control in humans. **Neuroscience letters**, v. 350, n. 3, p. 137-140, 2003. ISSN 0304-3940.

ARNOLD, C. M.; FAULKNER, R. A. The history of falls and the association of the timed up and go test to falls and near-falls in older adults with hip osteoarthritis. **BMC geriatrics**, v. 7, n. 1, p. 17, 2007. ISSN 1471-2318.

BAHAT, G. et al. Which body mass index (BMI) is better in the elderly for functional status? **Archives of Gerontology and Geriatrics**, v. 54, n. 1, p. 78-81, 2012. ISSN 0167-4943.

BARAFF, L. J.; DELLA PENNA, R.; SANDERS, A. Practice guideline for the ED management of falls in community-dwelling elderly persons. **Annals of emergency medicine**, v. 30, n. 4, p. 480-492, 1997. ISSN 0196-0644.

BARELA, J. A. Estratégias de controle em movimentos complexos: ciclo percepção-ação no controle postural. **Rev Paul Educ Fís**, v. 13, p. 79-88, 2000.

BARRY, B. K.; CARSON, R. G. The Consequences of Resistance Training for Movement Control in Older Adults. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 59, n. 7, p. M730-M754, July 1, 2004 2004.

BEAUCHAMP, M. et al. Impairments in balance discriminate fallers from non-fallers in COPD. **Respiratory medicine**, v. 103, n. 12, p. 1885-1891, 2009. ISSN 0954-6111.

BEHRMAN, A. L. et al. Is the functional reach test useful for identifying falls risk among individuals with Parkinson's disease? **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 83, n. 4, p. 538-542, 2002. ISSN 0003-9993.

BENTO, P. C. B. et al. Peak torque and rate of torque development in elderly with and without fall history. **Clinical Biomechanics**, v. 25, n. 5, p. 450-454, 2010. ISSN 0268-0033.

BESWICK, A. D. et al. Complex interventions to improve physical function and maintain independent living in elderly people: a systematic review and meta-analysis. **The Lancet**, v. 371, n. 9614, p. 725-735, 2008. ISSN 0140-6736.

BHATT, T.; PAI, Y. Generalization of gait adaptation for fall prevention: from moveable platform to slippery floor. **Journal of Neurophysiology**, v. 101, n. 2, p. 948-957, 2009. ISSN 0022-3077.

BIERBAUM, S.; PEPPER, A.; ARAMPATZIS, A. Exercise of mechanisms of dynamic stability improves the stability state after an unexpected gait perturbation in elderly. **AGE**, p. 1-11, 2012. ISSN 0161-9152.

BIRD, M.-L. et al. Effects of resistance and flexibility exercise interventions on balance and related measures in older adults. **Journal of aging and physical activity**, v. 17, n. 4, p. 444-454, 2009. ISSN 1063-8652.

BLACK, S. A.; RUSH, R. D. Cognitive and functional decline in adults aged 75 and older. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 50, n. 12, p. 1978-1986, 2002. ISSN 1532-5415.

BŁASZCZYK, J.; MICHALSKI, A. AGEING AND POSTURAL STABILITY. 2006.

BOHANNON, R. W. Reference values for the timed up and go test: a descriptive meta-analysis. **Journal of Geriatric Physical Therapy**, v. 29, n. 2, p. 64, 2006. ISSN 1539-8412.

BOLZETTA, F. et al. Risk of fall and physical performance in elderly. **European Geriatric Medicine**, v. 4, n. Supplement 1, 2013. ISSN 1878-7649.

BONSDORFF, M. B.; RANTANEN, T. Progression of functional limitations in relation to physical activity: a life course approach. **European Review of Aging and Physical Activity**, v. 8, n. 1, p. 23-30, 2011. ISSN 1813-7253.

BRETAN, O.; PINHEIRO, R. M.; CORRENTE, J. E. Avaliação funcional do equilíbrio e da sensibilidade cutânea plantar de idosos moradores na comunidade. **Braz J Otorhinolaryngol**, v. 76, n. 2, p. 219-24, 2010.

BROOKS, D.; DAVIS, A. M.; NAGLIE, G. Validity of 3 physical performance measures in inpatient geriatric rehabilitation. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 87, n. 1, p. 105-110, 2006. ISSN 0003-9993.

CALLISAYA, M. L. et al. Risk of falls in older people during fast-walking – The TASCOC study. **Gait & posture**, v. 36, n. 3, p. 510-515, 2012. ISSN 0966-6362.

CANDOW, D. G.; CHILIBECK, P. D. Differences in size, strength, and power of upper and lower body muscle groups in young and older men. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 60, n. 2, p. 148-156, 2005. ISSN 1079-5006.

CARVALHO, R. L.; ALMEIDA, G. L. Aspectos sensoriais e cognitivos do controle postural. **Rev Neuroc**, v. 17, n. 2, p. 156-60, 2009.

CHANG, M. et al. Incidence of loss of ability to walk 400 meters in a functionally limited older population. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 52, n. 12, p. 2094-2098, 2004. ISSN 1532-5415.

CHIBA, H. et al. Differential gait kinematics between fallers and non-fallers in community-dwelling elderly people. **Geriatrics & Gerontology International**, v. 5, n. 2, p. 127-134, 2005. ISSN 1447-0594.

CHOY, N. L.; BRAUER, S.; NITZ, J. Changes in postural stability in women aged 20 to 80 years. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 58, n. 6, p. M525-M530, 2003. ISSN 1079-5006.

CLARK, B. C.; MANINI, T. M. Sarcopenia≠ dynapenia. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 63, n. 8, p. 829-834, 2008. ISSN 1079-5006.

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, 2010.

COUTINHO, E. S. F.; BLOCH, K. V.; RODRIGUES, L. C. Characteristics and circumstances of falls leading to severe fractures in elderly people in Rio de Janeiro, Brazil. **Cadernos de Saúde Pública**, v. 25, n. 2, p. 455-459, 2009. ISSN 0102-311X.

CRISTOPOLISKI, F. et al. Stretching exercise program improves gait in the elderly. **Gerontology**, v. 55, n. 6, p. 614-620, 2009. ISSN 0304-324X.

CRUZ, D. T. D. et al. Prevalência de quedas e fatores associados em idosos. **Revista de Saúde Pública**, v. 46, p. 138-146, 2012. ISSN 0034-8910.

DARGENT-MOLINA, P. et al. Fall-related factors and risk of hip fracture: the EPIDOS prospective study. **The Lancet**, v. 348, n. 9021, p. 145-149, 1996. ISSN 0140-6736.

DE FREITAS, P. B.; KNIGHT, C. A.; BARELA, J. A. Postural reactions following forward platform perturbation in young, middle-age, and old adults. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 20, n. 4, p. 693-700, 2010. ISSN 1050-6411.

DEANDREA, S. et al. Risk factors for falls in community-dwelling older people: a systematic review and meta-analysis. **Epidemiology**, v. 21, n. 5, p. 658-668, 2010. ISSN 1044-3983.

DELLINGER, A. M.; STEVENS, J. A. The injury problem among older adults: Mortality, morbidity and costs. **Journal of Safety Research**, v. 37, n. 5, p. 519-522, 2006. ISSN 0022-4375.

DU PASQUIER, R. A. et al. The effect of aging on postural stability: a cross sectional and longitudinal study. **Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology**, v. 33, n. 5, p. 213-218, 2003. ISSN 0987-7053.

DUARTE, M.; FREITAS, S. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. **Rev bras fisioter**, v. 14, n. 3, p. 183-92, 2010.

DUNCAN, P. W. et al. Functional Reach: A New Clinical Measure of Balance. **Journal of gerontology**, v. 45, n. 6, p. M192-M197, November 1, 1990 1990.

ELBLE, R. et al. Stride-dependent changes in gait of older people. **Journal of neurology**, v. 238, n. 1, p. 1-5, 1991. ISSN 0340-5354.

ENG, J. J.; WINTER, D. A.; PATLA, A. E. Strategies for recovery from a trip in early and late swing during human walking. **Experimental Brain Research**, v. 102, n. 2, p. 339-349, 1994. ISSN 0014-4819.

ESPY, D. D. et al. Independent influence of gait speed and step length on stability and fall risk. **Gait & posture**, v. 32, n. 3, p. 378-382, 2010. ISSN 0966-6362.

FABRÍCIO, S. C. C.; RODRIGUES, R. A. P.; COSTA JUNIOR, M. L. Causas e conseqüências de quedas de idosos atendidos em hospital público. **Rev Saúde Pública**, v. 38, n. 1, p. 93-9, 2004.

FERREIRA, E. A. G. **Postura e controle postural: desenvolvimento e aplicação de método quantitativo de avaliação postural**. 2005. Universidade de São Paulo

FERRUCCI, L. et al. Characteristics of nondisabled older persons who perform poorly in objective tests of lower extremity function. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 48, n. 9, p. 1102-1110, 2000. ISSN 0002-8614.

FIELD, A. **Descobrendo Estatística usando o SPSS**. 2. Porto Alegre: Artmed, 2005.

FONG, K. N. et al. Falls among the community-living elderly people in Hong Kong: a retrospective study. **Hong Kong Journal of Occupational Therapy**, v. 21, n. 1, p. 33-40, 2011. ISSN 1569-1861.

FORNER CORDERO, A.; KOOPMAN, H.; VAN DER HELM, F. Multiple-step strategies to recover from stumbling perturbations. **Gait & posture**, v. 18, n. 1, p. 47-59, 2003. ISSN 0966-6362.

FOSCHINI, R. M. S. A.; RAMALHO, F. S.; BICAS, H. E. A. Myogenic satellite cells. **Células satélites musculares**, v. 67, n. 4, p. 681-687, 2004.

FREIRE, A. N. et al. Validity and Reliability of the Short Physical Performance Battery in Two Diverse Older Adult Populations in Quebec and Brazil. **Journal of aging and health**, v. 24, n. 5, p. 863-878, 2012. ISSN 0898-2643.

FRIED, L. P. et al. Untangling the concepts of disability, frailty, and comorbidity: implications for improved targeting and care. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 59, n. 3, p. M255-M263, 2004. ISSN 1079-5006.

FRONTERA, W. R.; BIGARD, X. The benefits of strength training in the elderly. **Science & sports**, v. 17, n. 3, p. 109-116, 2002. ISSN 0765-1597.

FUKAGAWA, N. K. et al. Strength is a major factor in balance, gait, and the occurrence of falls. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 50, n. Special Issue, p. 64, 1995. ISSN 1079-5006.

GABELL, A.; SIMONS, M.; NAYAK, U. Falls in the healthy elderly: predisposing causes. **Ergonomics**, v. 28, n. 7, p. 965-975, 1985. ISSN 0014-0139.

GAJDOSIK, R. L. et al. Slow passive stretch and release characteristics of the calf muscles of older women with limited dorsiflexion range of motion. **Clinical Biomechanics**, v. 19, n. 4, p. 398-406, 2004. ISSN 0268-0033.

GAWRYSZEWSKI, V. P.; JORGE, M. H. P. D. M.; KOIZUMI, M. S. Mortes e internações por causas externas entre os idosos no Brasil: o desafio de integrar a saúde coletiva e atenção individual. **Revista da Associação Médica Brasileira**, v. 50, p. 97-103, 2004. ISSN 0104-4230.

GAWRYSZEWSKI, V. P.; RODRIGUES, E. The burden of injury in Brazil, 2003. **Sao Paulo Med J**, v. 124, n. 4, p. 208-13, 2006. ISSN 1516-3180.

GAZZOLA, J. M. et al. Fatores associados ao equilíbrio funcional em idosos com disfunção vestibular crônica. **Rev Bras Otorrinolaringol**, v. 72, n. 5, p. 683-90, 2006.

GOMES, G. A. et al. Comparação entre idosos que sofreram quedas segundo desempenho físico e número de ocorrências. **Rev bras fisioter**, v. 5, n. 13, p. 430-437, 2009.

GRABINER, M. D. et al. Kinematics of recovery from a stumble. **Journal of gerontology**, v. 48, n. 3, p. M97-M102, 1993. ISSN 0022-1422.

GRANACHER, U.; MUEHLBAUER, T.; GRUBER, M. A qualitative review of balance and strength performance in healthy older adults: impact for testing and training. **Journal of aging research**, v. 2012, 2012. ISSN 2090-2204.

GUIMARÃES, J. M. N.; FARINATTI, P. D. T. V. Análise descritiva de variáveis teoricamente associadas ao risco de quedas em mulheres idosas. **Rev Bras Med Esporte**, v. 11, n. 5, p. 299-305, 2005.

GURALNIK, J. M. et al. Physical performance measures in aging research. **Journal of gerontology**, v. 44, n. 5, p. M141-M146, 1989. ISSN 0022-1422.

GURALNIK, J. M.; FERRUCCI, L. Assessing the building blocks of function: utilizing measures of functional limitation. **American journal of preventive medicine**, v. 25, n. 3, p. 112-121, 2003. ISSN 0749-3797.

GURALNIK, J. M. et al. A short physical performance battery assessing lower extremity function: association with self-reported disability and prediction of mortality and nursing home admission. **Journal of gerontology**, v. 49, n. 2, p. M85-M94, 1994. ISSN 0022-1422.

HÄKKINEN, K. et al. Changes in electromyographic activity, muscle fibre and force production characteristics during heavy resistance/power strength training in middle-aged and older men and women. **Acta Physiologica Scandinavica**, v. 171, n. 1, p. 51-62, 2008. ISSN 1365-201X.

HERMAN, T. et al. Executive control deficits as a prodrome to falls in healthy older adults: a prospective study linking thinking, walking, and falling. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 65, n. 10, p. 1086-1092, 2010. ISSN 1079-5006.

HESS, D. R. Retrospective studies and chart reviews. **Respiratory care**, v. 49, n. 10, p. 1171-1174, 2004. ISSN 0020-1324.

HILL, K.; SCHWARZ, J. Assessment and management of falls in older people. **Internal medicine journal**, v. 34, n. 9-10, p. 557-564, 2004. ISSN 1445-5994.

HOENIG, H. et al. Lower extremity physical performance and use of compensatory strategies for mobility. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 54, n. 2, p. 262-269, 2006. ISSN 1532-5415.

HOLLMAN, J. H.; MCDADE, E. M.; PETERSEN, R. C. Normative spatiotemporal gait parameters in older adults. **Gait & posture**, v. 34, n. 1, p. 111-118, 2011. ISSN 0966-6362.

HORAK, F. B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? **Age and Ageing**, v. 35, n. suppl 2, p. ii7-ii11, September 2006 2006.

HORAK, F. B. Postural compensation for vestibular loss. **Annals of the New York Academy of Sciences**, v. 1164, n. 1, p. 76-81, 2009. ISSN 1749-6632.

HORAK, F. B.; MACPHERSON, J. M. Postural orientation and equilibrium. **Comprehensive Physiology**, 1996. ISSN 0470650710.

HORAK, F. B.; SHUPERT, C. L.; MIRKA, A. Components of postural dyscontrol in the elderly: a review. **Neurobiology of aging**, v. 10, n. 6, p. 727-738, 1989. ISSN 0197-4580.

HORTOBÁGYI, T. et al. 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-M460, 2003. ISSN 1079-5006.

HSIAO-WECKSLER, E. T.; ROBINOVITCH, S. N. The effect of step length on young and elderly women's ability to recover balance. **Clinical Biomechanics**, v. 22, n. 5, p. 574-580, 2007. ISSN 0268-0033.

HSU, Y. W. The influence of elderly vision degradation on subjective rating of floor slipperiness. **Human Factors and Ergonomics in Manufacturing & Service Industries**, 2011. ISSN 1520-6564.

JENSEN, J. L.; BROWN, L. A.; WOOLLACOTT, M. H. Compensatory Stepping: The Biomechanics of a Preferred Response Among Older Adults. **Experimental Aging Research**, v. 27, n. 4, p. 361-376, 2001/12/01 2001. ISSN 0361-073X.

JÚNIOR, P. F.; BARELA, J. A. Alterações no funcionamento do sistema de controle postural de idosos: Uso da informação visual. **Revista Portuguesa de Ciências do Desporto**, v. 6, n. 1, p. 94-105, 2006. ISSN 1645-0523.

KADABA, M. P.; RAMAKRISHNAN, H.; WOOTTEN, M. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. **Journal of Orthopaedic Research**, v. 8, n. 3, p. 383-392, 1990. ISSN 1554-527X.

KANNUS, P. et al. Prevention of falls and consequent injuries in elderly people. **The Lancet**, v. 366, n. 9500, p. 1885-1893, 2005. ISSN 0140-6736.

KERRIGAN, D. C. et al. Effect of a hip flexor [ndash] stretching program on gait in the elderly. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 84, n. 1, p. 1-6, 2003. ISSN 0003-9993.

LAROCHE, D. P.; MILLETT, E. D.; KRALIAN, R. J. 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. ISSN 0966-6362.

LEE, L. W.; KERRIGAN, D. C. Identification of Kinetic Differences Between Fallers and Nonfallers in the Elderly1. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 78, n. 3, p. 242-246, 1999. ISSN 0894-9115.

LEIPZIG, R. M.; CUMMING, R. G.; TINETTI, M. E. Drugs and falls in older people: a systematic review and meta-analysis: II. Cardiac and analgesic drugs. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 47, n. 1, p. 40, 1999. ISSN 0002-8614.

LIMA-COSTA, M. F. et al. Tendências em dez anos das condições de saúde de idosos brasileiros: evidências da Pesquisa Nacional por Amostra de Domicílios (1998, 2003, 2008). **Ciência & Saúde Coletiva**, v. 16, p. 3689-3696, 2011. ISSN 1413-8123.

LORD, S. R. **Falls in older people: risk factors and strategies for prevention**. Cambridge University Press, 2007. ISBN 0521680999.

LOWRY, K. A.; VALLEJO, A. N.; STUDENSKI, S. A. Successful aging as a continuum of functional independence: lessons from physical disability models of aging. **Aging and disease**, v. 3, n. 1, p. 5, 2012.

LUSTOSA, L. P. et al. Impact of resistance exercise program on functional capacity and muscular strength of knee extensor in pre-frail community-dwelling older women: A randomized crossover trial. Efeito de um programa de resistência muscular na capacidade funcional e na força muscular dos extensores do joelho em idosas pré-frágeis da comunidade: Ensaio clínico aleatorizado do tipo crossover. **Rev Bras Fisioter**, v. 15, n. 4, p. 318-324, 2011.

MAIDAN, I. et al. Introducing a new definition of a near fall: Intra-rater and inter-rater reliability. **Gait & posture**, v. 39, n. 1, p. 645-647, 2014. ISSN 0966-6362.

MAKI, B. E. Gait changes in older adults: predictors of falls or indicators of fear. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 45, n. 3, p. 313, 1997. ISSN 0002-8614.

MANINI, T. M.; PAHOR, M. Physical activity and maintaining physical function in older adults. **British Journal of Sports Medicine**, v. 43, n. 1, p. 28-31, 2009. ISSN 1473-0480.

MANN, C. Observational research methods. Research design II: cohort, cross sectional, and case-control studies. **Emergency Medicine Journal**, v. 20, n. 1, p. 54-60, 2003. ISSN 1472-0213.

MARIANI, B. et al. Heel and toe clearance estimation for gait analysis using wireless inertial sensors. **Biomedical Engineering, IEEE Transactions on**, v. 59, n. 11, p. 3162-3168, 2012. ISSN 0018-9294.

MARKLE-REID, M. et al. A Cross-Sectional Study of the Prevalence, Correlates, and Costs of Falls in Older Home Care Clients' At Risk for Falling. **Canadian Journal on Aging**, v. 29, n. 1, p. 119, 2010. ISSN 0714-9808.

MARTIMBIANCO, A. L. C. et al. Efeitos da propriocepção no processo de reabilitação das fraturas de quadril:[revisão]; Effects of proprioception in the

rehabilitation process of hip fractures:[review]. **Acta ortop. bras**, v. 16, n. 2, p. 112-116, 2008. ISSN 1413-7852.

MASUD, T.; MORRIS, R. O. Epidemiology, of falls. **Age and Ageing**, v. 30, p. 3-7, 2001. ISSN 0002-0729.

MCFADYEN, B. J. et al. Visual-vestibular influences on locomotor adjustments for stepping over an obstacle. **Experimental Brain Research**, v. 179, n. 2, p. 235-243, 2007. ISSN 0014-4819.

MELZER, I.; BENJUJA, N.; KAPLANSKI, J. Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. **Age and Ageing**, v. 33, n. 6, p. 602-607, November 1, 2004 2004.

MELZER, I.; KURZ, I.; ODDSSON, L. I. A retrospective analysis of balance control parameters in elderly fallers and non-fallers. **Clinical Biomechanics**, v. 25, n. 10, p. 984-988, 2010. ISSN 0268-0033.

MENZ, H. B.; MORRIS, M. E.; LORD, S. R. Foot and ankle characteristics associated with impaired balance and functional ability in older people. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 60, n. 12, p. 1546-1552, 2005. ISSN 1079-5006.

MILLE, M. L. et al. Age-dependent differences in lateral balance recovery through protective stepping. **Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)**, v. 20, n. 6, p. 607-616, 2005. ISSN 0268-0033.

MILLS, P. M.; BARRETT, R. S. Swing phase mechanics of healthy young and elderly men. **Human Movement Science**, v. 20, n. 4, p. 427-446, 2001. ISSN 0167-9457.

MILLS, P. M.; BARRETT, R. S.; MORRISON, S. Toe clearance variability during walking in young and elderly men. **Gait & posture**, v. 28, n. 1, p. 101-107, 2008. ISSN 0966-6362.

MISIC, M. M. et al. Impact of training modality on strength and physical function in older adults. **Gerontology**, v. 55, n. 4, p. 411-416, 2009. ISSN 0304-324X.

MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A. C. As funções do controle postural durante a postura ereta; The function of postural control during standing. **Rev. Fisioter. Univ. São Paulo**, v. 10, n. 1, p. 7-15, 2003a. ISSN 1413-7879.

MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A. C. Aspectos biomecânicos da postura ereta: a relação entre o centro de massa eo centro de pressão. **Rev Port Cien Desp**, v. 3, n. 3, p. 77-83, 2003b.

MOCHIZUKI, L.; AMADIO, A. C. As informações sensoriais para o controle postural. **Fisioter Mov**, v. 19, n. 2, p. 11-8, 2006.

MOYLAN, K. C.; BINDER, E. F. Falls in older adults: risk assessment, management and prevention. **The American journal of medicine**, v. 120, n. 6, p. 493. e1-493. e6, 2007. ISSN 0002-9343.

NACHREINER, N. M. et al. Circumstances and consequences of falls in community-dwelling older women. **Journal of Women's Health**, v. 16, n. 10, p. 1437-1446, 2007. ISSN 1540-9996.

NAKANO, M. M. Versão brasileira da Short Physical Performance Battery? SPPB: adaptação cultural e estudo da confiabilidade. 2007.

NARICI, M. V.; MAFFULLI, N. Sarcopenia: characteristics, mechanisms and functional significance. **British Medical Bulletin**, v. 95, n. 1, p. 139-159, 2010. ISSN 0007-1420.

OLIVEIRA, L. F.; IMBIRIBA, L. A.; GARCIA, M. A. C. Índice de estabilidade para avaliação do equilíbrio postural; Index of stability from avaluation of the postural equilibrium. **Rev. bras. biomec**, v. 1, n. 1, p. 33-38, 2000. ISSN 1518-8191.

OLSSON MÖLLER, U. et al. Prevalence and predictors of falls and dizziness in people younger and older than 80 years of age—A longitudinal cohort study. **Archives of Gerontology and Geriatrics**, v. 56, n. 1, p. 160-168, 2013. ISSN 0167-4943.

ONDER, G. et al. Body mass index, free insulin-like growth factor I, and physical function among older adults: results from the iSIRENTE study. **American Journal of Physiology-Endocrinology and Metabolism**, v. 291, n. 4, p. E829-E834, 2006.

PAIXÃO JR, C. M.; REICHENHEIM, M. E. A review of functional status evaluation instruments in the elderly. **Cadernos de Saúde Pública**, v. 21, n. 1, p. 7-19, 2005. ISSN 0102-311X.

PAJALA, S. et al. Force platform balance measures as predictors of indoor and outdoor falls in community-dwelling women aged 63–76 years. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 63, n. 2, p. 171-178, 2008. ISSN 1079-5006.

PARIJAT, P.; LOCKHART, T. E. Effects of Moveable Platform Training in Preventing Slip-Induced Falls in Older Adults. **Annals of biomedical engineering**, p. 1-11, 2012. ISSN 0090-6964.

PAVOL, M. J. et al. Gait characteristics as risk factors for falling from trips induced in older adults. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 54, n. 11, p. M583-M590, 1999. ISSN 1079-5006.

PAVOL, M. J. et al. Mechanisms leading to a fall from an induced trip in healthy older adults. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 56, n. 7, p. M428-M437, 2001. ISSN 1079-5006.

PAVOL, M. J. et al. Influence of Lower Extremity Strength of Healthy Older Adults on the Outcome of an Induced Trip. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 50, n. 2, p. 256-262, 2002. ISSN 1532-5415.

PEREIRA, S. et al. Quedas em idosos. **Sociedade Brasileira de Geriatria e Gerontologia**, p. 1-9, 2001.

PERRACINI, M. R.; RAMOS, L. R. Fatores associados a quedas em uma coorte de idosos residentes na comunidade. **Rev Saúde Pública**, v. 36, n. 6, p. 709-16, 2002.

PERRY, J. **Gait Analysis**. United States of America: Slack, 1992.

PERUCH, P. et al. Spatial performance of unilateral vestibular defective patients in nonvisual versus visual navigation. **Journal of Vestibular Research**, v. 9, n. 1, p. 37-47, 1999. ISSN 0957-4271.

PIJNAPPELS, M.; BOBBERT, M.; VAN DIEËN, J. Control of support limb muscles in recovery after tripping in young and older subjects. **Experimental Brain Research**, v. 160, n. 3, p. 326-333, 2005/01/01 2005a. ISSN 0014-4819.

PIJNAPPELS, M.; BOBBERT, M. F.; VAN DIEËN, J. H. Contribution of the support limb in control of angular momentum after tripping. **Journal of Biomechanics**, v. 37, n. 12, p. 1811-1818, 2004. ISSN 0021-9290.

PIJNAPPELS, M.; BOBBERT, M. F.; VAN DIEËN, J. H. How early reactions in the support limb contribute to balance recovery after tripping. **Journal of Biomechanics**, v. 38, n. 3, p. 627-634, 2005b. ISSN 0021-9290.

PIJNAPPELS, M.; BOBBERT, M. F.; VAN DIEËN, J. H. Push-off reactions in recovery after tripping discriminate young subjects, older non-fallers and older fallers. **Gait & Posture**, v. 21, n. 4, p. 388-394, 2005c. ISSN 0966-6362.

PIJNAPPELS, M. et al. Armed against falls: the contribution of arm movements to balance recovery after tripping. **Experimental Brain Research**, v. 201, n. 4, p. 689-699, 2010. ISSN 0014-4819.

PIJNAPPELS, M. et al. Tripping without falling; lower limb strength, a limitation for balance recovery and a target for training in the elderly. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 18, n. 2, p. 188-196, 2008a. ISSN 1050-6411.

PIJNAPPELS, M. et al. Identification of elderly fallers by muscle strength measures. **European journal of applied physiology**, v. 102, n. 5, p. 585-592, 2008b. ISSN 1439-6319.

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, 1991. ISSN 0002-8614.

PORTEGIJS, E. et al. Effects of resistance training on lower-extremity impairments in older people with hip fracture. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 89, n. 9, p. 1667-1674, 2008. ISSN 0003-9993.

RAUCH, S. D. et al. Decreasing hair cell counts in aging humans. **Annals of the New York Academy of Sciences**, v. 942, n. 1, p. 220-227, 2001. ISSN 1749-6632.

RICCI, N. A.; GAZZOLA, J. M.; COIMBRA, I. B. Sistemas sensoriais no equilíbrio corporal de idosos. **Arq Bras Ciên Saúde**, v. 34, n. 2, p. 94-100, 2009.

RIEFKOHL, E. Z. et al. Medications and falls in the elderly: a review of the evidence and practical considerations. **P AND T**, v. 28, n. 11, p. 724-733, 2003. ISSN 1052-1372.

RIETDYK, S. et al. Balance recovery from medio-lateral perturbations of the upper body during standing. **Journal of Biomechanics**, v. 32, n. 11, p. 1149-1158, 1999. ISSN 0021-9290.

RIKLI, R. E.; JONES, C. J. **Senior fitness test manual**. Human Kinetics, 2013. ISBN 1450411185.

RILEY, P. O.; DELLA CROCE, U.; CASEY KERRIGAN, D. Effect of age on lower extremity joint moment contributions to gait speed. **Gait & posture**, v. 14, n. 3, p. 264-270, 2001. ISSN 0966-6362.

ROBINOVITCH, S. N. et al. Effect of strength and speed of torque development on balance recovery with the ankle strategy. **Journal of Neurophysiology**, v. 88, n. 2, p. 613-620, 2002. ISSN 0022-3077.

ROLLAND, Y. et al. Physical performance measures as predictors of mortality in a cohort of community-dwelling older French women. **European journal of epidemiology**, v. 21, n. 2, p. 113-122, 2006. ISSN 0393-2990.

ROOS, P. E.; DINGWELL, J. B. Influence of neuromuscular noise and walking speed on fall risk and dynamic stability in a 3D dynamic walking model. **Journal of Biomechanics**, v. 46, n. 10, p. 1722-1728, 2013. ISSN 0021-9290.

ROOS, P. E. et al. The role of arm movement in early trip recovery in younger and older adults. **Gait & posture**, v. 27, n. 2, p. 352-356, 2008. ISSN 0966-6362.

ROOS, P. E.; MCGUIGAN, M. P.; TREWARTHA, G. The role of strategy selection, limb force capacity and limb positioning in successful trip recovery. **Clinical Biomechanics**, v. 25, n. 9, p. 873-878, 2010. ISSN 0268-0033.

ROSE, J.; GAMBLE, J. G. **Human walking**. 2006.

RUNGE, C. et al. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. **Gait and Posture**, v. 10, n. 2, p. 161-170, 1999. ISSN 0966-6362.

SABCHUK, R. A. C. **CONTROLE POSTURAL: COMPARAÇÃO ENTRE JOVENS, ADULTOS E IDOSOS EM TESTES DE CAMPO E PLATAFORMA DE FORÇA**. 2013. (Master). Departamento de Educação Física., Univerdade Federal do Paraná

SALZMAN, B. Gait and balance disorders in older adults. **American family physician**, v. 82, n. 1, p. 61-68, 2010.

SCHAAP, L. A. et al. The association of sex hormone levels with poor mobility, low muscle strength and incidence of falls among older men and women. **Clinical endocrinology**, v. 63, n. 2, p. 152-160, 2005. ISSN 1365-2265.

SCHILLINGS, A. et al. Muscular responses and movement strategies during stumbling over obstacles. **Journal of Neurophysiology**, v. 83, n. 4, p. 2093-2102, 2000. ISSN 0022-3077.

SCOTT, V. et al. Multifactorial and functional mobility assessment tools for fall risk among older adults in community, home-support, long-term and acute care settings. **Age and Ageing**, v. 36, n. 2, p. 130-139, 2007. ISSN 0002-0729.

SHIMADA, H. et al. Relationship between subjective fall risk assessment and falls and fall-related fractures in frail elderly people. **BMC geriatrics**, v. 11, n. 1, p. 40, 2011. ISSN 1471-2318.

SILVA, T. O. et al. Avaliação da capacidade física e quedas em idosos ativos e sedentários da comunidade. **Rev Bras Clin Med. São Paulo**, v. 8, n. 5, p. 392-8, 2010.

SMEESTERS, C.; HAYES, W. C.; MCMAHON, T. A. Disturbance type and gait speed affect fall direction and impact location. **Journal of Biomechanics**, v. 34, n. 3, p. 309-317, 2001. ISSN 0021-9290.

TEASDALE, N. et al. Age differences in visual sensory integration. **Experimental Brain Research**, v. 85, n. 3, p. 691-696, 1991. ISSN 0014-4819.

TSENG, S.-C.; STANHOPE, S. J.; MORTON, S. M. Impaired reactive stepping adjustments in older adults. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences**, v. 64, n. 7, p. 807-815, 2009. ISSN 1079-5006.

UYGUR, M. et al. Kinematics and kinetics of unanticipated misstep conditions: Femoral fracture implications in the elderly. **Journal of Biomechanics**, v. 42, n. 9, p. 1241-1245, 2009.

VAN DEN BOGERT, A.; PAVOL, M.; GRABINER, M. Response time is more important than walking speed for the ability of older adults to avoid a fall after a trip. **Journal of Biomechanics**, v. 35, n. 2, p. 199-205, 2002. ISSN 0021-9290.

VAN DIEËN, J. H.; PIJNAPPELS, M.; BOBBERT, M. Age-related intrinsic limitations in preventing a trip and regaining balance after a trip. **Safety Science**, v. 43, n. 7, p. 437-453, 2005. ISSN 0925-7535.

VAN DIEËN, J. H.; PIJNAPPELS, M.; BOBBERT, M. F. Age-related intrinsic limitations in preventing a trip and regaining balance after a trip. **Safety Science**, v. 43, n. 7, p. 437-453, 2005. ISSN 0925-7535.

VANDERVOORT, A. A. Aging of the human neuromuscular system. **Muscle and Nerve**, v. 25, n. 1, p. 17-25, 2002.

VERAS, R. Envelhecimento populacional contemporâneo: demandas, desafios e inovações. **Revista de Saúde Pública**, v. 43, p. 548-554, 2009. ISSN 0034-8910.

VOLPI, E.; NAZEMI, R.; FUJITA, S. Muscle tissue changes with aging. **Current opinion in clinical nutrition and metabolic care**, v. 7, n. 4, p. 405, 2004.

VON HAEHLING, S.; MORLEY, J. E.; ANKER, S. D. An overview of sarcopenia: facts and numbers on prevalence and clinical impact. **Journal of cachexia, sarcopenia and muscle**, v. 1, n. 2, p. 129-133, 2010. ISSN 2190-5991.

WALLERSTEIN, L. F. et al. Effects of Strength and Power Training on Neuromuscular Variables in Older Adults. **Journal of aging and physical activity**, v. 20, p. 171-185, 2012.

WANG, T.-Y. et al. Adaptive control reduces trip-induced forward gait instability among young adults. **Journal of Biomechanics**, v. 45, n. 7, p. 1169-1175, 2012. ISSN 0021-9290.

WINTER, D. A. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait & posture**, v. 3, n. 4, p. 193-214, 1995. ISSN 0966-6362.

WONG, L. L. R.; CARVALHO, J. A. O rápido processo de envelhecimento populacional do Brasil: sérios desafios para as políticas públicas. **Rev Bras Estud Popul**, v. 23, n. 1, p. 5-26, 2006.

WOOLLACOTT, M. H.; TANG, P. F. Balance control during walking in the older adult: research and its implications. **Physical Therapy**, v. 77, n. 6, p. 646-660, 1997. ISSN 0031-9023.

WU, G.; MACLEOD, M. The control of body orientation and center of mass location under asymmetrical loading. **Gait & posture**, v. 13, n. 2, p. 95-101, 2001. ISSN 0966-6362.

YAMASHITA, T.; NOE, D.; BAILER, J. Risk Factors of Falls in Community-Dwelling Older Adults: Logistic Regression Tree Analysis. **The Gerontologist**, March 20, 2012 2012a.

YAMASHITA, T.; NOE, D. A.; BAILER, A. J. Risk factors of falls in community-dwelling older adults: Logistic regression tree analysis. **Gerontologist**, v. 52, n. 6, p. 822-832, 2012b.

ZAKAS, A. et al. Acute effects of stretching duration on the range of motion of elderly women. **Journal of bodywork and movement therapies**, v. 9, n. 4, p. 270-276, 2005. ISSN 1360-8592.

ZATSIORSKY, V. **Kinetics of human motion**. Champaign: Human Kinetics;, 2002.

APÊNDICES

APÊNDICE 1 - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE).....	90
APÊNDICE 2 – FICHA DE ANAMNESE CLÍNICA / HISTÓRICO DE QUEDAS.....	94

APÊNDICE 1



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



TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Nós, Prof^o. Dr. André Luiz Feliz Rodacki e Márcia R. I. Kertscher, pesquisadores da Universidade Federal do Paraná, estamos convidando o senhor (a) (jovem, adulto(a) ou idoso (a)) a participar de um estudo intitulado "EFEITO DO ENVELHECIMENTO SOBRE A CAPACIDADE DE RECUPERAÇÃO DE UMA PERTURBAÇÃO DURANTE A MARCHA: UM ESTUDO TRANSVERSAL". É por meio das pesquisas que ocorrem os avanços importantes em todas as áreas, e sua participação é fundamental.

O envelhecimento mundial é muito discutido atualmente. Com o aumento do número de idosos, os problemas que envolvem essa população consequentemente aumentarão, sendo um ponto de interesse para estudiosos que querem encontrar os fatores que contribuem para um envelhecimento saudável. Um dos problemas mais comum em idosos são as quedas, decorrente de um declínio de muitos sistemas e funções que acompanham até mesmo o envelhecimento relativamente saudável. As quedas ocorrem durante a execução das atividades de vida diária, por exemplo, durante a marcha (o caminhar).

O objetivo desta pesquisa é analisar características do caminhar, bem como, avaliar o equilíbrio durante esta atividade de jovens, adultos e idosos, fazendo uma comparação entre os grupos etários, a fim de avaliar o efeito do envelhecimento.

Caso você participe da pesquisa, será necessário:

- Realizar uma consulta médica para diagnosticar a existência ou não de problemas de saúde, os quais possam constituir algum risco à integridade física.
- Realizar uma avaliação de aproximadamente 5 minutos, com perguntas sobre condições de saúde, uso de medicamentos, hábitos de vida e histórico de quedas.
- Realizar uma avaliação antropométrica (peso, altura, etc.).

Aprovado pelo Comitê de Ética
em Pesquisa do Setor de Ciências
da Saúde/UFPR.

Em, 29/05/2013

Rubricas:
Sujeito da Pesquisa e/ou responsável legal_

Pesquisador Responsável _____
Orientador _____ Orientado _____

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

- Realizar um teste de alcance funcional, para descobrir se há alguma alteração do equilíbrio. Será realizado um teste de agilidade e equilíbrio, o teste de Levantar e Andar (*Timed Up and Go (TUG)*). Também será realizado o teste: Bateria de Desempenho Físico (*Short Physical Performance Battery - SPPB*) que são três testes:
 - Teste de Equilíbrio: teste realizado em pé em 3 posições diferentes.
 - Teste de Velocidade da Marcha: avaliará a velocidade do caminhar em uma distância de 4 metros.
 - Teste de Força de Membros Inferiores: teste realizado para avaliar a força das pernas sentando e levantando de uma cadeira.
 - Realizar uma avaliação cinemática e cinética (que avaliam os movimentos realizados durante o caminhar). Serão coletados dados do caminhar normal e do caminhar com risco de tropeço ao caminhar que será minimizado pelo uso de equipamento de segurança. Todos os participantes deverão utilizar tênis e uma roupa confortável (de preferência shorts e camiseta preta que poderemos lhe ceder para as avaliações, caso deseje). Para esta análise serão coladas na pele com fita adesiva, pequenas bolas reflexivas, se necessário, poderá ser realizada a tricotomia (retirada dos pelos por uma lâmina de barbear) somente no local onde as bolinhas reflexivas serão coladas na pele com fita adesiva dupla-face.
 - Durante o caminhar será utilizada eletromiografia de superfície, que não provocará incomodo, nem dor. Eletrodos serão posicionados na perna direita para verificar a ativação do músculo. Se necessário, também poderá ser realizada a retirada dos pelos somente no local onde o eletrodo será colado na pele com fita adesiva dupla-face.
- a) Para tanto você deverá comparecer no DEF (Departamento de Educação Física) no CECOM (Centro de Estudos do Comportamento Motor) para as avaliações por aproximadamente uma hora e meia. O deslocamento até o local da pesquisa é de sua responsabilidade.
- b) É possível que durante o caminhar tenha risco de queda, porém nenhum tipo de lesão ocorrerá com o senhor (a), pois haverá, durante as avaliações, um equipamento de segurança devidamente testado. Também lembramos que se houver algum incidente que necessite de um atendimento de emergência, o DEF (Departamento de Educação Física) conta com os serviços da Plus Santé Emergências Médicas.

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

Aprovado pelo Comitê de Ética
 em Pesquisa do Setor de Ciências
 da Saúde/UFPR.

Em, 29 / 05 / 2013

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

- c) Mesmo que o senhor (a) não seja beneficiado diretamente com a pesquisa, estará contribuindo muito com o avanço científico para estudos na área do envelhecimento.
- d) A sua participação neste estudo é voluntária e se você não quiser mais fazer parte da pesquisa poderá desistir a qualquer momento e solicitar que lhe devolvam o termo de consentimento livre e esclarecido assinado.
- e) As informações relacionadas ao estudo poderão ser conhecidas por pessoas autorizadas (orientador e médico). 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 mantida a confidencialidade.
- f) As despesas necessárias para a realização da pesquisa (avaliações etc.) não são de sua responsabilidade e pela sua participação no estudo você não receberá qualquer valor em dinheiro.
- g) Os pesquisadores: Prof^o. Dr. André Luiz Felix Rodacki e a mestranda Márcia Regina Irber Kertscher, responsáveis por este estudo, poderão ser contatados pelos telefones (41) 3360 4333 (41) 91219022 ou por e-mail marcia.kertscher@gmail.com. Para lhe esclarecer eventuais dúvidas que você possa ter e fornecer-lhe as informações que queira, antes, durante ou depois de encerrado o estudo, poderão ser encontrados na Universidade Federal do Paraná. Rua Coração de Maria nº 92 Campus Jardim Botânico CEP: 80.215-370 – Curitiba.

Aprovado pelo Comitê de Ética
em Pesquisa do Setor de Ciências
da Saúde/UFPR.

Em, 29 / 05 / 2013

Rubricas:

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

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. 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

Aprovado pelo Comitê de Ética
em Pesquisa do Setor de Ciências
da Saúde/UFPR.

Em 29/05/2013

APÊNDICE 2

FICHA DE ANAMNESE CLÍNICA . HISTÓRICO DE QUEDAS E TESTES FUNCIONAIS

1. DADOS DE IDENTIFICAÇÃO

Nome:		Data: / /
Nasc: / /	Idade:	Sexo: () F () M

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:

6. TESTES FUNCIONAIS E ANTROPOMETRIA

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

TESTE DE ALCANCE FUNCIONAL (cm)

1ª. tentativa: _____

2ª. tentativa: _____

Média: _____

3ª. tentativa: _____

TESTE DE LEVANTAR E CAMINHAR (TUG) (O mais rápido possível. sem correr!!)

Tempo para realizar o teste: _____

ANEXOS

ANEXO 1– APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA.....	99
ANEXO 2 – <i>Short Physical Performance Test (SPPB)</i> VERSÃO BRASILEIR.....	102

ANEXO 1 – APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA

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



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: ζ EFEITO DO ENVELHECIMENTO SOBRE A CAPACIDADE DE RECUPERAÇÃO DE UMA PERTUBAÇÃO DURANTE A MARCHA: UM ESTUDO TRANSVERSAL ζ .

Pesquisador: MARCIA REGINA IRBER KERTSCHER

Área Temática:

Versão: 3

CAAE: 14501113.5.0000.0102

Instituição Proponente: Departamento de Educação Física

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 287.938

Data da Relatoria: 29/05/2013

Apresentação do Projeto:

Trata-se de um projeto com delineamento transversal vinculado ao Departamento de Educação Física tendo como pesquisadora responsável Marcia Regina Irber Kertscher sob orientação do Prof. André Luiz Feliz Rodacki. Segundo os autores, a realização deste estudo é justificada com o intuito de se determinar as mudanças que ocorrem com o envelhecimento comparando a capacidade de recuperação do tropeço em três diferentes faixas etárias: jovens, adultos e idosos, além de contribuir para o manejo destas ocorrências na população idosa, contribuindo para controlar um problema de saúde pública.

Serão recrutados 60 indivíduos, divididos em quatro grupos, de acordo com a idade cronológica: vinte participantes jovens (GJ), com idade entre 20 e 25 anos, vinte adultos (GA), com idade entre 40 e 45 anos, e 20 idosos (GI) acima de 60 anos.

Para a seleção dos participantes, um exame físico será realizado com os indivíduos acima de 60 anos. Anamnese será realizada com todos os participantes.

Os participantes selecionados serão submetidos a análise antropométrica e pré-testes que incluem testes de alcance funcional e de agilidade e equilíbrio dinâmico (Time Up and Go). O teste de Short Physical Performance Battery (SPPB) que avalia o equilíbrio e a força das pernas e velocidade ao caminhar será também realizado.

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 -



Continuação do Parecer: 287.938

A seguir os participantes caminharão sobre uma plataforma e sem serem avisados será simulado o mecanismo do tropeço através de um obstáculo esticado perpendicularmente à passarela da coleta. A simulação do mecanismo do tropeço será desenvolvida através de um dispositivo personalizado. O mecanismo consiste em um circuito eletrônico, o qual será acionado pelo pesquisador. Assim que for acionado, um obstáculo (fio emborrachado) será esticado perpendicularmente à passarela de coleta, a 10 cm de altura, ocasionando o tropeço. Os sujeitos terão um cinto de segurança de corpo inteiro preso a uma corda dinâmica (utilizadas em segurança em altura) também presa a um trilho fixo no teto do laboratório, assegurando-os de que não sofrerão queda caso a recuperação do tropeço não ocorra de forma correta e/ou rápida o suficiente para evitar que toquem com qualquer parte do corpo no solo. Haverá ainda uma proteção almofadada para o tornozelo dos sujeitos a fim de evitar lesões na pele que poderiam ser ocasionadas pelo fio (obstáculo), sem que esse altere o padrão normal da marcha. O cinto de segurança receberá uma proteção (também almofadada) a mais na alça na região dos ombros para evitar desconfortos.

Durante a marcha e simulação de tropeço serão coletados simultaneamente dados cinéticos, cinemáticos e eletromiográficos, conforme metodologia proposta pelos autores.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo primário:

Avaliar o efeito do envelhecimento sobre a capacidade de recuperação de um tropeço induzido em indivíduos de diferentes faixas etárias.

Objetivos secundários:

- Descrever e comparar o comportamento cinético e cinemático da estabilidade postural na recuperação de um tropeço induzido durante a marcha entre indivíduos de diferentes faixas etárias.
- Analisar e comparar respostas musculares antes e durante a recuperação de um tropeço induzido durante a marcha entre indivíduos de diferentes faixas etárias.
- Comparar o padrão cinético, cinemático e eletromiográfico da marcha antes e após o tropeço entre indivíduos de diferentes faixas etárias.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Como risco principal os autores apontam situações em que o indivíduo pode tropeçar e não recuperar o equilíbrio, podendo resultar em uma queda. Atestam que medidas preventivas para

Endereço: Rua Padre Camargo, 280

Bairro: 2ª 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 -



Continuação do Parecer: 287.938

quedas serão realizadas como o uso colete específico para segurança de pessoas ajustado para as medidas de cada sujeito. O colete será reforçado com espuma e material não abrasivo em regiões em que há maior atrito. Os indivíduos utilizarão uma tornozeleira para evitar possíveis escoriações na pele.

Os sujeitos não terão benefícios diretos com a pesquisa, apenas mencionam a contribuição científica para a temática do estudo.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Não há.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Todos os termos de apresentação obrigatória estão anexados e adequados.

Recomendações:

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.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Todas as pendências e/ou inadequações foram devidamente ajustadas pelos pesquisadores.

- É obrigatório retirar na secretaria do CEP/SD uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido com carimbo onde constará data de aprovação por este CEP/SD, sendo este modelo reproduzido para aplicar junto ao participante da pesquisa.

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).

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

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

ANEXO 2 - Short Physical Performance Test (SPPB) VERSÃO BRASILEIRA (NAKANO, 2007).

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

VERSÃO BRASILEIRA DA SHORT PHYSICAL PERFORMANCE BATTERY SPPB

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

1. TESTES DE EQUILÍBRIO

A. POSIÇÃO EM PÉ COM OS PÉS JUNTOS



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

NAKANO, M.M. Versão Brasileira da Short Physical Performance Battery - SPPB: Adaptação Cultural e Estudo da Confiabilidade. Campinas, 2007. Dissertação (Mestrado em Gerontologia) - Faculdade de Educação, Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP.

B. POSIÇÃO EM PÉ COM UM PÉ PARCIALMENTE À FRENTE



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

B. PONTUAÇÃO

Manteve por 10 segundos 1 ponto

Não manteve por 10 segundos 0 ponto

Não tentou 0 ponto

Se pontuar 0, encerre os Testes de Equilíbrio e marque o motivo no Quadro 1

Tempo de execução quando for menor que 10 seg: ___ __ segundos.

C. POSIÇÃO EM PÉ COM UM PÉ À FRENTE



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

C. PONTUAÇÃO

Mantive por 10 segundos	<input type="checkbox"/> 2 ponto
Mantive por 3 a 9,99 segundos	<input type="checkbox"/> 1 ponto
Mantive por menos de 3 segundos	<input type="checkbox"/> 0 ponto
Não tentou	<input type="checkbox"/> 0 ponto

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

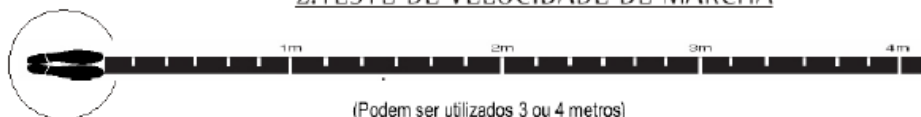
D. Pontuação Total nos Testes de Equilíbrio: (Soma dos pontos)

Quadro 1

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

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

2. TESTE DE VELOCIDADE DE MARCHA



(Podem ser utilizados 3 ou 4 metros)

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

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

3. TESTE DE LEVANTAR-SE DA CADEIRA

Posição inicial



Posição final

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

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