

**PRISCILA GONÇALVES FRANCO**

**INFLUÊNCIA DA PROPRIOCEPÇÃO PARA O  
CONTROLE POSTURAL APÓS DISTÚRBO DO  
EQUILÍBRIO EM IDOSOS**

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

**PRISCILA GONÇALVES FRANCO**

**INFLUÊNCIA DA PROPRIOCEPÇÃO PARA O  
CONTROLE POSTURAL APÓS DISTÚRBIO DO  
EQUILÍBRIO EM IDOSOS**

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

Orientador: Prof. Dr. André Luiz Félix Rodacki

À minha família

## AGRADECIMENTOS

Aos meus pais Renato e Ana Maria e a minha irmã Lilian (as três pessoas mais importantes em minha vida) por toda paciência, compreensão e incentivo não só durante a construção desse trabalho, mas desde minha existência. Foi por causa do amor e do apoio de vocês que cheguei até aqui.

Ao meu orientador Prof. Dr. André Luiz Félix Rodacki, pela amizade, confiança, orientação científica, incentivos e críticas. Além disso, pelas soluções e ‘criações’ de problemas que me ajudaram a crescer e amadurecer para chegar à conclusão desse trabalho.

Às *queris*, amigas maravilhosas que repentinamente apareceram e que jamais serão esquecidas: Rafaella, Vanessa, Paula, Larissa, Karini, Suelen e Karin. Muito obrigada por toda a prestatividade, parceria, alegria e amizade. Sem vocês esse trabalho não teria nem começado. Não posso deixar de agradecer pelos momentos de muitas risadas, descontrações, conselhos e desabafos.

A todos os funcionários e freqüentadores do Lar de Idosos Santa Mãe Junshin, por cada sorriso e por cada abraço acolhedor, pelo carinho e auxílio que tornaram as coletas de dados muito mais prazerosas.

Enfim, agradeço a Deus, o grande responsável pelo início, meio e fim desse estudo. Além da oportunidade maravilhosa que recebi de construir esse trabalho, Ele tornou essa missão muito mais doce e prazerosa por colocar essas pessoas extremamente especiais no meu caminho.

Muito obrigada!

## SUMÁRIO

### LISTA DE FIGURAS

### LISTA DE TABELAS

### LISTA DE ABREVIATURAS

### RESUMO

### ABSTRACT

<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>12</b>
1.1 OBJETIVOS .....	13
1.1.1 Objetivo Geral.....	13
1.1.2 Objetivos Específicos.....	14
1.2 HIPÓTESES.....	14
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA.....</b>	<b>15</b>
2.1 ENVELHECIMENTO POPULACIONAL .....	15
2.1.1 Epidemiologia .....	15
2.1.2 Custos em Saúde Pública com o Envelhecimento .....	16
2.1.3 Quedas na Terceira Idade .....	17
2.2 PROPRIOCEPÇÃO .....	20
2.2.1 Proprioceptores.....	22
2.2.1.1 Receptores musculares.....	22
2.2.1.2 Receptores articulares.....	25
2.2.1.3 Receptores cutâneos.....	26
2.2.2 Propriocepção nas Atividades Diárias.....	27
2.2.3 Avaliação da Propriocepção .....	30
2.2.3.1 Percepção de posicionamento articular.....	30
2.2.3.2 Percepção de nível de força .....	32
2.2.3.3 Discriminação de dois pontos .....	32
2.3 CONTROLE POSTURAL.....	34
2.4 PROPRIOCEPÇÃO E CONTROLE POSTURAL EM IDOSOS .....	37
<b>3 MÉTODOS.....</b>	<b>41</b>
3.1 INSTRUMENTOS E PROCEDIMENTOS.....	41
3.1.1 Avaliação da Percepção de Posicionamento Articular.....	42
3.1.2 Avaliação da Percepção de Nível de Força .....	44
3.1.3 Teste de Discriminação de Dois Pontos .....	45

3.1.4	Teste de Perturbação do Equilíbrio .....	46
3.4	TRATAMENTO ESTATÍSTICO .....	48
<b>4</b>	<b>RESULTADOS .....</b>	<b>49</b>
4.1	CARACTERÍSTICAS GERAIS DA AMOSTRA .....	49
4.2	REPRODUTIBILIDADE DOS TESTES .....	49
4.3	COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS.....	51
4.3.1	Percepção de Posicionamento Articular.....	51
4.3.2	Percepção de Nível de Força.....	51
4.3.3	Discriminação de Dois Pontos .....	52
4.3.4	Teste de Perturbação do Equilíbrio .....	52
4.4	CORRELAÇÃO ENTRE OS TESTES .....	53
4.5	ANÁLISE DE REGRESSÃO LINEAR MÚLTIPLA .....	54
<b>5</b>	<b>DISCUSSÃO .....</b>	<b>55</b>
5.1	REPRODUTIBILIDADE DOS TESTES .....	55
5.1.1	Teste de Discriminação de Dois Pontos na Sola do Pé.....	55
5.1.2	Teste de Perturbação do Equilíbrio .....	56
5.2	DIFERENÇAS PROPRIOCEPTIVAS ENTRE IDOSOS E JOVENS .....	57
5.2.1	Percepção de Posicionamento Articular.....	58
5.2.2	Percepção do Nível de Força.....	60
5.2.3	Discriminação de Dois Pontos na Sola do Pé .....	62
5.3	DIFERENÇAS NA REAÇÃO POSTURAL FRENTE A UMA PERTURBAÇÃO DE EQUILÍBRIO ENTRE IDOSOS E JOVENS.....	63
5.4	CORRELAÇÃO ENTRE OS TESTES PROPRIOCEPTIVOS E O TESTE DE PE.....	64
5.5	INFLUÊNCIA DA DEGENERAÇÃO DO SISTEMA PROPRIOCEPTIVO SOBRE A CAPACIDADE DE RECUPERAR O EQUILÍBRIO APÓS UMA PERTURBAÇÃO POSTURAL EM IDOSOS .....	66
<b>6</b>	<b>CONCLUSÃO .....</b>	<b>69</b>
	<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>71</b>
	<b>ANEXO I.....</b>	<b>86</b>
	<b>ANEXO II.....</b>	<b>88</b>
	<b>ANEXO III.....</b>	<b>91</b>

## LISTA DE FIGURAS

<b>FIGURA 3.1 – Representação do teste de percepção de posicionamento articular .....</b>	<b>43</b>
<b>FIGURA 3.2 – Representação do teste de percepção do nível de força.....</b>	<b>45</b>
<b>FIGURA 3.3 – Teste de discriminação de dois pontos .....</b>	<b>46</b>
<b>FIGURA 3.4 – Representação do teste de perturbação de equilíbrio.....</b>	<b>47</b>
<b>FIGURA 3.5 – Representação do gráfico de deslocamento ântero-posterior do CoP – teste de perturbação do equilíbrio .....</b>	<b>47</b>
<b>FIGURA 4.1 – Variação absoluta dos resultados do teste de DDP realizado em intervalo de 48 h para jovens e idosos .....</b>	<b>50</b>
<b>FIGURA 4.2 – Magnitude e velocidade média do deslocamento anterior do CoP do teste de PE realizado em intervalo de 48 horas para jovens e idosos .....</b>	<b>50</b>
<b>FIGURA 4.3 – Correlação entre erro PPA TORN G e PE desloc .....</b>	<b>53</b>

## LISTA DE TABELAS

TABELA 2.1 – Classificação dos sentidos .....	21
TABELA 4.1 – Características gerais da amostra do estudo .....	49
TABELA 4.2 – Percepção de posicionamento articular do quadril e tornozelo (erro) – diferença entre idosos e jovens.....	51
TABELA 4.3 – Percepção do nível de força (erro) – diferença entre idosos e jovens.....	51
TABELA 4.4 – Menor distância percebida entre dois pontos – diferença entre idosos e jovens.....	52
TABELA 4.5 – Teste de perturbação do equilíbrio – diferença entre idosos e jovens.....	53
TABELA 4.6 – Correlação entre testes proprioceptivos e o teste de perturbação do equilíbrio .....	53
TABELA 4.7 – Análise de regressão múltipla <i>step wise</i> em idosos .....	54



## LISTA DE ABREVIATURAS

<b>1RM</b>	Uma Repetição de Força Máxima
<b>2D</b>	Duas Dimensões
<b>AGS</b>	Sociedade Americana de Geriatria, da expressão em inglês: <i>American Geriatrics Society</i>
<b>CoP</b>	Centro de Pressão, da expressão em inglês: <i>Center of Pressure</i>
<b>DDP</b>	Discriminação de Dois Pontos
<b>ERM</b>	Equação de Regressão Múltipla
<b>IPAQ</b>	Questionário Internacional de Atividade Física, da expressão em inglês: <i>International Physical Activity Questionnaire</i>
<b>CIVM</b>	Contração Isométrica Voluntária Máxima
<b>MDP2P</b>	Menor Distância Percebida Entre Dois Pontos
<b>ONU</b>	Organização das Nações Unidas
<b>PPA</b>	Percepção de Posicionamento Articular
<b>PPA QUAD G</b>	Percepção de Posicionamento Articular em Grande Amplitude de Flexão de Quadril
<b>PPA QUAD P</b>	Percepção de Posicionamento Articular em Pequena Amplitude de Flexão de Quadril
<b>PPA TORN G</b>	Percepção de Posicionamento Articular em Grande Amplitude de Flexão de Tornozelo
<b>PPA TORN P</b>	Percepção de Posicionamento Articular em Pequena Amplitude de Flexão de Tornozelo
<b>PE</b>	Perturbação do Equilíbrio
<b>PE 1</b>	Primeira Execução do Teste de Perturbação do Equilíbrio
<b>PE 2</b>	Segunda Execução do Teste de Perturbação do Equilíbrio
<b>PE 3</b>	Terceira Execução do Teste de Perturbação do Equilíbrio
<b>PE desloc</b>	Magnitude do Deslocamento Anterior do Centro de Pressão
<b>PE vel méd</b>	Velocidade Média do Deslocamento Anterior do Centro de Pressão

<b>PNF</b>	Percepção do Nível de Força
<b>PNF dorsi 10%</b>	Percepção do Nível de Força a 10% da Força Máxima dos Músculos Dorsi-flexores
<b>PNF dorsi 20%</b>	Percepção do Nível de Força a 20% da Força Máxima dos Músculos Dorsi-flexores
<b>PNF dorsi 30%</b>	Percepção do Nível de Força a 30% da Força Máxima dos Músculos Dorsi-flexores
<b>PNF planti 10%</b>	Percepção do Nível de Força a 10% da Força Máxima dos Músculos Planti-flexores
<b>PNF planti 20%</b>	Percepção do Nível de Força a 20% da Força Máxima dos Músculos Planti-flexores
<b>PNF planti 30%</b>	Percepção do Nível de Força a 30% da Força Máxima dos Músculos Planti-flexores
<b>r</b>	Coefficiente de Correlação de Pearson
<b>R<sup>2</sup></b>	Coefficiente de Determinação da Regressão Múltipla <i>step-wise</i>
<b>SNC</b>	Sistema Nervoso Central
<b>SUS</b>	Sistema Único de Saúde

## RESUMO

O objetivo desse estudo foi investigar a influência das informações somatossensoriais sobre a resposta postural de idosos ativos durante perturbações ântero-posteriores do equilíbrio e comparar o desempenho de jovens e idosos ativos em testes proprioceptivos e de perturbação do equilíbrio. 21 idosos ativos ( $66,9 \pm 5,5$  anos;  $65,3 \pm 13,7$  Kg;  $156,1 \pm 8,3$  cm) e 21 jovens saudáveis ( $24,6 \pm 3,9$  anos;  $64,5 \pm 9,5$  Kg;  $169,1 \pm 9,4$  cm) foram avaliados em três testes proprioceptivos (percepção de posicionamento articular, percepção de nível de força e discriminação de dois pontos) e um teste de perturbação do equilíbrio. Os idosos apresentaram menor sensibilidade no teste de discriminação de dois pontos quando comparados aos jovens ( $p \leq 0,01$ ). Os idosos apresentaram maior deslocamento e velocidade anterior do centro de pressão ( $p \leq 0,05$ ) no teste de perturbação do equilíbrio do que seus pares jovens. Os testes proprioceptivos apresentaram relação com o teste de perturbação, porém, apenas os testes de percepção de posicionamento articular e de nível de força do tornozelo são capazes de prever moderadamente as respostas posturais à perturbação. Conclui-se que, com exceção da sensibilidade cutânea plantar, idosos ativos possuem a capacidade proprioceptiva conservada. As reações posturais após perturbação do equilíbrio de jovens e idosos ativos são diferenciadas e as respostas de idosos parecem resultar em maior descontrole postural e conseqüente aumento de risco de quedas. As informações proprioceptivas – sobretudo as vindas do tornozelo – são preditoras moderadas das respostas posturais de idosos após perturbação do equilíbrio. Intervenções que estimulem os proprioceptores, especialmente ao redor do tornozelo, devem ser incorporadas aos programas de atividade física destinados a idosos, uma vez que há indícios de que a capacidade proprioceptiva influencia as respostas posturais de idosos ativos. Mais estudos são necessários para identificar qual intervenção é capaz de desenvolver ou conservar a sensibilidade cutânea plantar.

**Palavras – chave:** propriocepção; perturbação do equilíbrio; idosos

## ABSTRACT

The aim of this study was to investigate the influence of somatosensory information over the postural response of active elderly during anterior-posterior balance perturbation and compare the performance of active young and older adults on proprioceptive and balance perturbation tests. 21 physically active elderly ( $66.9 \pm 5.5$  years;  $65.3 \pm 13.7$  Kg;  $156.1 \pm 8.3$  cm) and 21 healthy young subjects ( $24.6 \pm 3.9$  years;  $64.5 \pm 9.5$  Kg;  $169.1 \pm 9.4$  cm) were assessed in three proprioceptive tests (joint positioning sense, strength exertion sense and cutaneous two-point discrimination) and one balance perturbation test. The elderly showed diminished sensibility in the cutaneous two-point discrimination test when compared to the young ( $p \leq 0.01$ ). The elderly presented greater anterior displacement and velocity of the centre of pressure in the perturbation test than their young counterparts. All proprioceptive tests showed relationship with the balance perturbation test, however, only the joint positioning sense and strength perception of the ankle were able to moderately predict the postural responses to perturbation. It was concluded that, except for the plantar cutaneous sensitivity, active elderly have conserved proprioceptive capacity. The postural reactions after balance perturbation of active young and elderly are different and elderly's responses seem to result in less postural control and consequent increased risk of falls. The proprioceptive information - especially those coming from the ankle - are moderate predictors of postural responses of elderly after balance perturbation. Interventions that stimulate the proprioceptors, particularly around the ankle, should be included in physical activity programs designed to the elderly, since there is evidence that proprioception influence postural responses to active elderly. More studies are needed to identify which intervention is able to develop or preserve plantar skin sensitivity.

**Key – words:** proprioception; balance perturbation; elderly

## 1 INTRODUÇÃO

O envelhecimento é um fenômeno mundial que tem sido muito discutido nos últimos anos. Com o envelhecimento populacional, ocorre um aumento da prevalência de doenças crônicas e incapacitantes que acarretam uma grande utilização de serviços de saúde, o que tem importantes repercussões econômicas (RAMOS, 2003). Em 1996, 659 milhões de dólares foram gastos pelo Governo somente com hospitalizações de idosos pelo Sistema Único de Saúde (SUS) (PEIXOTO *et al.*, 2004). Nos países em desenvolvimento, como o Brasil, o rápido processo de envelhecimento ainda não tem sido suficientemente estudado para fornecer os elementos necessários para a elaboração de políticas adequadas para essa população (GARRIDO e MENEZES, 2002).

Déficits visuais, disfunções vestibulares e progressivas alterações na propriocepção são conseqüências do processo de envelhecimento que diminuem a habilidade de manter o equilíbrio e aumentam o risco de quedas em idosos (GAUCHARD *et al.*, 1999). As quedas são os acidentes mais freqüentes em idosos e suas complicações representam a principal causa de hospitalizações e morte em indivíduos com mais de 65 anos (MACIEL e GUERRA, 2005). Tais acidentes estão entre os mais comuns e sérios problemas de saúde pública, particularmente na população idosa (AGS, 2001; LIU-AMBROSE *et al.*, 2003). Além disso, as quedas interferem diretamente na qualidade de vida dos idosos, uma vez que mudam seu modo de vida e suas condições de saúde (GARCIA *et al.*, 2006).

Dentre as alterações fisiológicas decorrentes do processo de envelhecimento, as modificações neuromusculares são muito significativas, pois podem predispor idosos à diminuição da capacidade funcional dos órgãos sensoriais e motores. As alterações no sistema nervoso central e periférico reduzem a capacidade de discriminação sensorial na pessoa idosa (ALFIERI, 2008). Mudanças na propriocepção podem afastar o idoso do hábito de caminhar com segurança e de realizar suas tarefas diárias de forma independente (GAUCHARD *et al.*, 1999).

Propriocepção é o conjunto de informações somatosensoriais enviadas constantemente ao sistema nervoso central pelos receptores sensoriais (proprioceptores). Juntamente com a visão e o sistema vestibular, a propriocepção atua como um dos componentes que fornece o sentido do próprio corpo, além de possibilitar a monitoração contínua da

progressão de seqüências motoras e auxiliar a coordenação e o equilíbrio dos movimentos (MARTIMBIANCO *et al.*, 2008; AQUINO *et al.*, 2004; LÖNN *et al.*, 2000; STILLMAN, 2002; SHIELDS *et al.*, 2005; GOBLE *et al.*, 2008).

Os receptores internos são estruturas localizadas nos músculos, ligamentos e cápsulas articulares e são os receptores primários das alterações de posicionamento corporal. Os receptores externos são estruturas sensoriais localizadas na pele que permitem ao sistema nervoso central reconhecer rapidamente estímulos externos que podem ser nocivos, como dor, calor, pressão excessiva e desequilíbrios corporais (DIJGERMAN e HAAN, 2007; SANTOS *et al.*, 2008; LIN, 2005). Tanto as informações sensoriais internas como as externas ao corpo humano influenciam no controle postural durante a postura estática e em algumas posturas desafiadoras (TOLEDO e BARELA, 2010; MEYER *et al.* 2004; FUKUOKA *et al.*, 2001). Portanto, o presente estudo considera receptores internos e externos como proprioceptores. A influência dessas informações para a recuperação do equilíbrio frente a uma perturbação postural ainda não é conhecida (ALLUM *et al.*, 1998).

A maioria das quedas na terceira idade ocorre durante a marcha e normalmente são ocasionadas por um tropeço (PIJNAPPELS *et al.*, 2008; BARAK *et al.*, 2006; BORGERT *et al.*, 2002). Portanto, testes de perturbação do equilíbrio são mais funcionais para a avaliação do risco de quedas em idosos e parecem apresentar resultados mais interessantes. O presente estudo tem como objetivo investigar a influência da propriocepção sobre a capacidade de recuperação do equilíbrio após uma perturbação postural em idosos ativos.

## 1.1 OBJETIVOS

### 1.1.1 Objetivo geral

Investigar a influência das informações somatosensoriais sobre a capacidade de recuperação do equilíbrio após uma perturbação postural em idosos ativos.

### 1.1.2 Objetivos específicos

- Testar a reprodutibilidade dos testes de discriminação de dois pontos na sola do pé e de perturbação do equilíbrio em jovens e idosos ativos;
- Comparar o desempenho de jovens e idosos ativos em testes proprioceptivos e de perturbação do equilíbrio;
- Verificar a correlação e a contribuição da capacidade proprioceptiva para a capacidade de restabelecer o equilíbrio em idosos ativos;

## 1.2 HIPÓTESES

H<sub>1</sub>: Os testes de discriminação plantar de dois pontos e de perturbação do equilíbrio apresentarão pouca variabilidade intra sujeitos tanto para idosos como para jovens ativos.

H<sub>2</sub>: Idosos ativos apresentarão menor capacidade proprioceptiva quando comparados a jovens ativos.

H<sub>3</sub>: Idosos com maiores déficits proprioceptivos apresentarão menor capacidade de recuperação do equilíbrio frente a perturbações do equilíbrio do que os jovens.

H<sub>4</sub>: Variáveis proprioceptivas serão fortes preditoras da capacidade de recuperação do equilíbrio após perturbação ântero-posterior em idosos ativos.

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 ENVELHECIMENTO POPULACIONAL

#### 2.1.1 Epidemiologia

O envelhecimento populacional global é o resultado de um processo conhecido como transição demográfica. Trata-se de reduções na mortalidade – particularmente em idades jovens – acompanhadas de reduções na fertilidade, que tem remodelado a estrutura etária da população na maioria das regiões do planeta. O equilíbrio entre jovens e idosos está mudando em favor dos idosos em todo o mundo. A população idosa está crescendo mais rápido do que a população total em praticamente todos os continentes e a diferença nas taxas de crescimento está aumentando. Nas regiões mais desenvolvidas, a proporção de idosos já ultrapassa a proporção de crianças e em 2050 será o dobro da atual (ONU, 2009).

O número de pessoas idosas mais do que triplicou desde 1950 e, até 2050, deve quase triplicar novamente e chegar a 2 bilhões em todo o mundo. Em 1950, havia 205 milhões de pessoas com 60 anos ou mais e apenas 3 países tinham mais de 10 milhões de pessoas idosas: China (41 milhões), Índia (20 milhões), e os Estados Unidos (20 milhões). Até 2009, o número de pessoas com 60 anos ou mais aumentou três vezes e meia alcançando 737 milhões. Em 2050, espera-se que 32 países tenham mais de 10 milhões de idosos, incluindo cinco países com mais de 50 milhões de pessoas com idade avançada: China (440 milhões), Índia (316 milhões), Estados Unidos (111 milhões), Indonésia (72 milhões) e Brasil (64 milhões) (ONU, 2009).

As mudanças na distribuição etária em regiões menos desenvolvidas têm sido lentas, mas irão acelerar nas próximas décadas (ONU, 2009). O envelhecimento populacional foi observado inicialmente em países desenvolvidos, e mais recentemente, nos países em desenvolvimento. No Brasil, o número de pessoas com idade igual ou superior a 60 anos passou de 3 milhões em 1960, para 17 milhões em 2006, um aumento de 600% em menos de cinquenta anos (LIMA-COSTA e VERAS, 2003; VERAS, 2007). Estima-se que a população idosa brasileira alcance 32 milhões em 2020, representando 13% da população total e, em 2050, chegue a 22% e passe a ocupar a sexta posição entre os países com maior população de idosos no mundo (CENSO, 2002; VERAS, 2009). Isso



significa que no período entre 1960 e 2050 a população jovem tenderá a reduzir para a metade a sua participação na população brasileira, enquanto a população idosa mais do que quadruplicará sua proporção no contingente demográfico nacional (VERAS, 1991; WONG e CARVALHO, 2006).

### 2.1.2 Custos em saúde pública com o envelhecimento

O processo de envelhecimento e suas conseqüências tem se tornado o foco de muitos estudos, pois o crescimento da população idosa está ocorrendo de forma inédita e já é considerado um fenômeno mundial (PEIXOTO *et al.*, 2004). A relevância de estudos sobre o envelhecimento é evidenciada pelas importantes repercussões econômicas que o rápido aumento da população idosa tem causado, devido sua grande utilização de serviços de saúde. Nos Estados Unidos o consumo com cuidados médicos de idosos é de três a quatro vezes maior do que aquele com pessoas que possuem idade inferior a 60 anos, o que significa em torno de 4 mil dólares ao ano por idoso (FUCHS, 2001).

No Brasil, as despesas governamentais anuais por pessoas de idade superior a 60 anos, ultrapassam 4 mil dólares – dez vezes mais do que é gasto com uma criança com menos de dez anos. Proporções semelhantes são encontradas apenas em países desenvolvidos, porém no Brasil a maior parte dos recursos é destinada às aposentadorias. Uma fração relativamente pequena é destinada à saúde, o que deixa o Brasil atrás da maioria dos países desenvolvidos na administração pública (WONG e CARVALHO, 2006).

A cada ano, 650 mil novos idosos são incorporados à população brasileira, a maior parte com doenças crônicas e alguns com limitações funcionais. Em menos de 40 anos, o Brasil transitou de um cenário de mortalidade próprio de uma população jovem para um quadro de enfermidades complexas e onerosas, típicas da terceira idade, caracterizado por doenças crônicas e múltiplas, que perduram por anos, com exigência de cuidados constantes, medicação contínua e exames periódicos (VERAS, 2007). Em 1996, 15,8% do total de hospitalizações pelo SUS ocorreram entre pessoas com 60 anos de idade ou mais, correspondendo a 1,5 milhão de internações, e a um gasto de 659 milhões de dólares pagos com o dinheiro do Estado (PEIXOTO *et al.*, 2004). Este problema será cada vez mais grave com o número de pessoas idosas no mundo sendo projetado para aumentar drasticamente nas próximas décadas (MELZER *et al.*, 2004).

Estima-se que entre 75% e 80% da população idosa na América Latina tem pelo menos uma doença crônica. Para o Brasil, isso significa pouco mais de 11 milhões de idosos com doenças crônicas, contingente que poderá aumentar para 27 milhões, em 2025, e para aproximadamente 50 milhões, em 2050. Além disso, projeções mostram que a incapacidade funcional atingirá 6,7 milhões de idosos em 2025 e 12 milhões em 2050 (WONG e CARVALHO, 2006).

### 2.1.3 Quedas na terceira idade

Responsável por grande parte dos comprometimentos na saúde e funcionalidade de idosos, as quedas interferem diretamente na qualidade de vida dos idosos, uma vez que mudam seu modo de vida e suas condições de saúde (GARCIA *et al.*, 2006). A queda é definida como qualquer mudança de posição não intencional que resulta no indivíduo vindo a cair em alguma superfície inferior (MOYLAN e BINDER, 2007).

As quedas estão entre os mais comuns e sérios problemas de saúde pública, particularmente na população idosa (AGS, 2001; LIU-AMBROSE *et al.*, 2003). Nos países ocidentais, aproximadamente 30% dos moradores da comunidade com idade acima de 65 anos, considerados saudáveis, caem uma ou mais vezes a cada ano (LIU-AMBROSE *et al.*, 2003; BARAK *et al.*, 2006; MAZO *et al.*, 2007; RESENDE *et al.*, 2008). Dentre os idosos institucionalizados a incidência de quedas é três vezes maior (1,5 quedas por leito anualmente) e 10% a 25% das quedas institucionais resultam em fratura, laceração e necessidade de cuidados hospitalares (AGS, 2001).

O risco de quedas aumenta significativamente com a idade, assim como a gravidade das consequências das quedas (ROGERS *et al.*, 2003). Nos Estados Unidos, quando considerados os idosos com mais de 80 anos, a incidência de quedas anuais sobe para 50% (AGS, 2001; MOYLAN e BINDER, 2007; MELZER *et al.* 2004). Esses dados pertencem a um país desenvolvido que possui uma alta proporção de idosos em sua população. A tendência é que países em desenvolvimento como o Brasil atinjam esses valores em poucas décadas (GARCIA *et al.*, 2006).

Isoladamente, a alta incidência de quedas em idosos não é motivo de grande preocupação (crianças e atletas têm uma incidência de quedas ainda maior). O que potencializa a importância desse fenômeno é a combinação da alta incidência de quedas

com a alta suscetibilidade a lesões, derivada da alta prevalência de doenças mórvidas (osteoporose, por exemplo) e declínio fisiológico relacionado à idade (reflexos lentos, por exemplo). Essa associação transforma uma queda relativamente moderada em um perigo potencial (AGS, 2001).

As lesões não intencionais são a quinta principal causa de mortes em adultos idosos (depois de causas cardiovasculares, neoplásicas, cerebrovasculares e pulmonares) e as quedas são responsáveis por dois terços das mortes resultantes dessas lesões (AGS, 2001; MOYLAN e BINDER, 2007). 90% das fraturas de quadril em idosos são consequência de quedas. Um quarto das pessoas que sofrem fratura de quadril morre seis meses após a fratura e os que sobrevivem têm um decréscimo de 10% a 15% na expectativa de vida (MELZER *et al.*, 2004). Quedas de moderada gravidade podem resultar em traumas de tecidos moles, deficiência na caminhada, incapacidade para realizar atividades diárias, morbidade funcional, medo de cair, e institucionalização. Outras graves consequências de quedas incluem lesões na cabeça, dor, restrição de mobilidade, o medo de quedas recorrentes, depressão e isolamento social (MOYLAN e BINDER, 2007). A médio prazo, esses eventos estão relacionados com a mortalidade elevada e significativa limitação, principalmente após os 75 anos de idade (GARCIA *et al.*, 2006).

Quedas de baixa gravidade parecem não apresentar consequências significativas para a vida do idoso. Porém, o impacto psicológico causado por uma queda pode fazer com que o idoso aumente as restrições de suas atividades diárias, tendo como consequência a diminuição das suas atividades físicas e sociais, o que leva a maior redução funcional, fraqueza muscular, deficiência e risco de novas quedas (MOYLAN e BINDER, 2007; MELZER *et al.*, 2004). O medo de cair e sua relação direta com a restrição da vida diária e atividades sociais representa a mais importante mudança psicológica subordinada às quedas entre os idosos (GARCIA *et al.*, 2006). A síndrome de ansiedade pós-queda diminui autoconfiança do idoso para se locomover com segurança, o que pode resultar em limitações funcionais auto-impostas que aumentam ainda mais o risco de cair (AGS, 2001; BRAUER *et al.*, 2000).

Devido ao grande impacto das quedas na qualidade de vida dos idosos, inúmeras pesquisas foram realizadas tentando detectar o que leva os idosos a caírem. As quedas não são eventos aleatórios e ocorrem, pelo menos em parte, devido a deficiências

fisiológicas, tais como diminuição do equilíbrio, fraqueza muscular, e o tempo de reação lento (LIU-AMBROSE *et al.*, 2003). Fraturas prévias, sexo feminino, problemas de visão e dificuldade para realizarem as atividades da vida diária também são apontados como fatores relacionados às quedas (GARCIA *et al.*, 2006). Na verdade, as quedas geralmente resultam de uma interação de situações e fatores de risco múltiplos e diversos. Essa interação é modificada pela idade, doença e presença de riscos no ambiente (AGS, 2001).

Grande parte das quedas em idosos ocorre durante as atividades diárias e mais de 50% das quedas ocorrem durante alguma forma de locomoção (BARAK *et al.*, 2006). Tropeçar em um obstáculo tem sido relatado como uma das principais causas de quedas, respondendo por até 60% do total (PIJNAPPELS *et al.*, 2008). O tropeço também é um dos principais contribuintes para as lesões relacionadas com as quedas, especialmente as fraturas do quadril em adultos idosos. Cerca de 40% das quedas que levam a fraturas de quadril são ocasionadas por um tropeço (BORGERT *et al.*, 2002).

O envelhecimento aumenta a tendência à ociosidade. A diminuição no funcionamento do sistema sensório-motor em pessoas idosas é um fator limitante na manutenção de um estilo de vida independente e pode representar mais um risco de quedas e fraturas nesta população (ALVES *et al.*, 2004; SAMSON *et al.*, 2000). As quedas são um grave problema de saúde pública entre os idosos devido à sua frequência, morbidade e despesas públicas com cuidados de saúde (GARCIA *et al.*, 2006). Seu custo social é imenso e torna-se maior quando o idoso tem diminuição da autonomia e da independência ou passa a necessitar de institucionalização (MAZO *et al.*, 2007).

Ao contrário das pessoas mais jovens, ao sofrerem uma lesão, idosos passam por extensos períodos de reabilitação, maior risco de dependência posterior e de morte (MAZO *et al.*, 2007). Gastos no tratamento de lesões relacionadas às quedas representam 6% de toda a despesa médica para pessoas com 65 anos ou mais nos Estados Unidos. Cerca de 10 bilhões de dólares são gastos por ano no tratamento de fratura de quadril decorrente de quedas em idosos norte-americanos. No Brasil, apesar do alto índice de fraturas, apenas 12 milhões de reais são gastos anualmente com a recuperação fratura de quadril em idosos (AGS, 2001; RESENDE *et al.*, 2008).

Dadas as limitações do sistema de saúde pública brasileiro, o rápido processo de envelhecimento aponta para a necessidade de se redefinirem as políticas deste setor, com o intuito de prevenir, ou pelo menos atenuar, o desamparo das gerações mais velhas. Com o progresso da transição epidemiológica no Brasil, a saúde pública deve privilegiar políticas de prevenção para idosos (WONG e CARVALHO, 2006). Tais políticas podem incluir programas de atividade física, capazes de atenuar os efeitos do envelhecimento e o desenvolvimento de doenças crônicas. Investimentos governamentais em estudos que investiguem fatores que levam às quedas e intervenções satisfatórias para a redução desses fatores podem resultar em diminuição de gastos do dinheiro público com a saúde.

## 2.2 PROPRIOCEPÇÃO

Os primeiros registros científicos relacionados ao que hoje é definido como propriocepção datam de 1826. O fisiologista escocês Charles Bell identificou a base anatômica fundamental da percepção e do movimento e introduziu a percepção de posição e de movimento – além de outras percepções provocadas por contrações musculares – nas informações sensoriais fornecidas pelos músculos (BELL, 1826). Mais de meio século depois, o patologista e anatomista inglês Henry Bastian definiu o conjunto de sensações resultantes ou diretamente ocasionadas por movimentos como cinestesia. Bastian explicou que, por meio desse conjunto de impressões sensoriais, o cérebro capta muitas informações inconscientes que orientam os movimentos em geral. Essas impressões sensoriais informam, por exemplo, as posições e movimentos dos segmentos corporais e permitem discriminar diferentes graus de resistência e de peso (BASTIAN, 1887).

Em 1906 foi utilizado pela primeira vez o termo propriocepção, quando o fisiologista inglês Charles Sherrington apresentou a sua classificação dos sentidos (Tabela 2.1), adotada pela maioria dos textos de fisiologia atualmente. A classificação dos proprioceptores de Sherrington inclui as terminações nervosas que transmitem e são ativadas por informações sobre estímulos mecânicos, gerados pela estrutura musculoesquelética. Além da propriocepção, Sherrington também definiu categorias de sensações como a exterocepção e a telecepção, onde as fontes de estímulos são o

ambiente externo próximo e distante, respectivamente, e a interocepção, onde as vísceras são a fonte de estímulo (STILLMAN, 2002).

TABELA 2.1 – Classificação dos sentidos (adaptado de Stillman, 2002)

<i>Categoria</i>	<i>Subcategoria</i>	<i>Ambiente</i>	<i>Receptor</i>
Receptores especiais	Teleceptores	Externo distante	Olhos (visão), cóclea (audição), mucosa nasal (olfato)
	Outros	Externo imediato	Papilas gustativas (paladar)
Receptores somáticos	Exteroceptores	Externo imediato	Pele (tato, pressão, vibração, calor, frio, dor)
	Proprioceptores	Musculoesquelético	Tecidos profundos* (posição, movimento, etc), labirinto (postura, equilíbrio)
	Outros	Musculoesquelético	Tecidos profundos (calor, frio, dor)
Receptores viscerais	Interoceptores	Visceral	Algumas vísceras (pressão, alongamento, dor)

(\*) Todas as estruturas subcutâneas exceto as vísceras; incluindo músculos, articulações, ossos, fâscias e membranas interósseas

Alguns equívocos surgiram quando cinestesia foi definida como percepção de movimento e propriocepção como percepção de posição (BARRACK e SKINNER, 1990) ou percepção de posição e movimento (WARNER *et al.*, 1996; GARDNER *et al.*, 2000). Na verdade, as diferenças entre a cinestesia de Bastian e a propriocepção de Sherrington são mínimas, uma vez que a definição de Bastian, quando focada na percepção de movimento, não exclui a percepção de posição ou as demais percepções musculares redefinidos quase uma década depois por Sherrington. Afinal, “toda posição é alcançada através de um movimento e todo movimento causa uma mudança de posição” (MCCLOSKEY, 1978, p. 806). Informações adquiridas durante uma movimentação podem ajudar a localizar a posição final dessa movimentação, enquanto a informação obtida sobre as posições inicial e final podem auxiliar na dedução da característica do movimento interposto. Portanto, a percepção de posição e de movimento são comumente ligadas durante as atividades diárias e também podem ser determinadas somatosensação (STILLMAN, 2002).

Os termos cinestesia, somatosensação e propriocepção são tratados como sinônimos em muitos estudos, incluindo autores de diferentes áreas (CLARK e HORCH, 1986; SCHMIDT, 1991). No presente estudo, convencionou-se a utilização do termo propriocepção, definido como o conjunto de informações vindas dos receptores

somatosensoriais (proprioceptores) sobre o estado e as condições do sistema articular elementar e sobre o ambiente ao seu redor. O fluxo de informações dos proprioceptores para o sistema nervoso central (SNC) será definido como *feedback* (ENOKA, 2000).

Nos sistemas biológicos, quanto maior a maleabilidade, mais *feedback* será necessário para manter sua estabilidade (HASAN e STUART, 1988). O corpo humano é um sistema biológico altamente manejável e requer considerável *feedback* para seu controle. De fato, o número de neurônios aferentes que fornece informações proprioceptivas ao SNC é muito maior que o número de neurônios eferentes envolvidos na ativação dos músculos (ENOKA, 2000). O fluxo informações entre receptores sensoriais e SNC é iniciado quando alguma alteração é percebida pelos proprioceptores (LEPHART *et al.*, 1997).

### 2.2.1 Proprioceptores

O corpo humano precisa de, no mínimo, dois tipos de informações para conhecer onde e quando está sendo perturbado por algo que acontece no ambiente ao seu redor e controlar os movimentos. Essas informações são fornecidas pelos receptores internos, que detectam estímulos gerados pelo próprio corpo, e pelos receptores externos, que detectam estímulos externos (SANES, 1987). Com essas informações, o corpo humano é capaz de determinar sua posição, diferenciar movimentos ativos ou passivos e organizar uma resposta rápida a uma perturbação. Os receptores internos incluem fusos musculares, órgãos tendíneos e receptores articulares. Os receptores externos incluem os olhos, ouvidos e os receptores da pele, que respondem a temperatura, toque e dor (ENOKA, 2000). Tanto as informações internas como as externas ao corpo humano influenciam no controle postural durante a postura estática e em algumas posturas desafiadoras (TOLEDO e BARELA, 2010; MEYER *et al.* 2004; FUKUOKA *et al.*, 2001). Portanto, o presente estudo considera receptores internos e externos como proprioceptores.

#### 2.2.1.1 Receptores musculares

Informações sobre alterações da força e do comprimento muscular originam-se de três tipos de receptores encontrados nos músculos. Desses, dois são os receptores de

estiramento primários e secundários, ambos localizados nos fusos musculares. Os fusos musculares ficam em paralelo com as fibras do músculo esquelético. São estruturas alongadas, compostas de feixes de pequenas fibras musculares – chamadas fibras intrafusais – envolvidas por uma cápsula de tecido conjuntivo. As fibras musculares externas ao fuso muscular são chamadas de fibras extrafusais. Trata-se do componente muscular produtor de força, uma vez que, por possuir maior conteúdo de miofilamentos (área de secção transversa), pode gerar aproximadamente 36 vezes mais força do que uma fibra intrafusil. Os fusos musculares fixam-se em ambas as extremidades das fibras extrafusais ou dos tendões musculares (COHEN, 2001; ENOKA, 2000).

O comprimento do fuso muscular varia de 4 a 10 milímetros e a quantidade de fusos nos músculos humanos varia de 6 a 1300, de acordo com a função do músculo (ENOKA, 2000). Estima-se que 34 fusos estão presentes no primeiro interósseo dorsal (um músculo intrínseco da mão) e até 320 no bíceps do braço. Quando expressas em função da quantidade de fusos por grama de peso médio do músculo adulto, densidades mais elevadas de fusos geralmente são observadas nos músculos envolvidos em movimentos finos, como os músculos distais dos dedos, e na manutenção da postura. Porém, ao contrário do sistema sensorial tátil, no qual densidades maiores de receptores cutâneos estão claramente associadas a uma percepção tátil superior, a densidade maior de fusos não parece estar associada a uma percepção muscular superior (COHEN, 2001).

Devido a sua posição no músculo, os fusos são especificamente responsivos às alterações do comprimento muscular. Por estarem arranjados em paralelo com as fibras musculares esqueléticas, o fuso muscular pode ser ativado tanto por contração como por alongamento passivo do músculo e, assim, geram um sinal aferente ao SNC relacionado ao comprimento muscular. Os receptores de estiramento primários são ativados por contrações musculares, uma vez que possuem maior sensibilidade dinâmica. Eles sinalizam a velocidade e a direção do estiramento muscular ou do movimento do membro. Os receptores de estiramento secundários fornecem ao SNC informações normalmente obtidas através do alongamento do músculo. Eles informam sobre o comprimento muscular estático ou a posição do membro. Juntos, receptores de estiramento primários e secundários podem sinalizar uma perturbação externa imposta sobre o sistema (COHEN, 2001; ENOKA, 2000).



O terceiro tipo de receptores encontrados no músculo é o órgão tendinoso de Golgi que, ao contrário do fuso muscular, é um receptor sensorial de estrutura relativamente simples. A maioria dos órgãos tendinosos está arranjada em volta de algumas fibras musculares extrafusais, na sua conexão com uma aponeurose de inserção (bainhas tendíneas que geralmente se estendem profundamente e ao longo do ventre muscular). Portanto, o órgão tendíneo está localizado em série com as fibras musculares esqueléticas. O terminal sensorial do neurônio aferente do órgão tendinoso fica contido em uma cápsula e se ramifica para envolver vários cordões de colágeno da aponeurose (ENOKA, 2000).

O órgão tendinoso de Golgi é um receptor encapsulado com aproximadamente 1 milímetro de comprimento e 0,1 milímetro de diâmetro. A quantidade de órgãos tendinosos em diferentes músculos varia consideravelmente e alguns músculos parecem não possuir qualquer órgão tendinoso. Esses receptores se apresentam em quantidades menores e mais variáveis que os receptores de estiramento (COHEN, 2001).

Quando um músculo e suas inserções de tecido conjuntivo são alongados de forma passiva (tração do músculo) ou ativa (ativação de fibras musculares esqueléticas), os cordões de colágeno da aponeurose são comprimidos e ativam os órgãos tendinosos. Devido a essa forma de ativação, o órgão tendinoso é considerado um monitor de força muscular. O nível de força necessário para excitar um órgão tendinoso depende do modo de ativação muscular. O alongamento passivo requer uma força muscular de 2 Newtons, enquanto a atividade de uma única fibra muscular – 30 a 90 micro-Newton – é suficiente em condições ativas de força (ENOKA, 2000; MARKOVIC e MIKULIC, 2010).

Nos músculos humanos, a extremidade muscular de cada órgão tendinoso é fixada a cerca de 10 a 20 fibras musculares. Portanto, somente algumas unidades motoras de um músculo ativam um determinado órgão tendinoso, embora a atividade de cada unidade motora seja sinalizada por, pelo menos, um órgão tendinoso. Os órgãos tendinosos são muito sensíveis às forças em série. Por isso, a maioria deles dispara em todas as contrações de um mesmo músculo, excetuando-se a contração de menor magnitude (COHEN, 2001).

Os fusos musculares e os órgãos tendinosos de Golgi fornecem ao SNC informações sobre o comprimento estático dos músculos, a velocidade com que ocorrem as alterações de comprimento e as forças geradas por eles. Baseando-se nessas informações, o corpo humano pode detectar movimentos gerados por seus membros, perceber alterações de sua posição e estimar o peso dos objetos que eles suportam. Informações sensoriais sobre alterações da posição e do movimento de um membro também podem ser originadas em outras fontes, particularmente em receptores cutâneos e articulares (COHEN, 2001).

#### 2.2.1.2 Receptores articulares

Em contraste com o fuso muscular e o órgão tendinoso, o receptor articular não é uma estrutura simples e bem definida. Os receptores articulares variam na localização – cápsula articular, ligamento, tecido conjuntivo frouxo –, no tipo – terminações de Ruffini, terminações de Golgi, corpúsculos de Pacini, terminações nervosas livres – e, conseqüentemente, na função (ENOKA, 2000).

As terminações de Ruffini, localizadas na cápsula articular, podem ser classificadas como receptores estáticos ou dinâmicos e são capazes de sinalizar a posição e o deslocamento articulares, a velocidade angular e a pressão intra-articular. As terminações de Golgi estão localizadas nos ligamentos articulares. Esses receptores têm altos limiares de ativação e monitoram a tensão nos ligamentos, especialmente nos extremos da amplitude de movimento. Os corpúsculos de Pacini, freqüentemente observados no periósteo fibroso, próximo das fixações articulares, têm baixos limiares para sobrecarga mecânica e detectam aceleração da articulação. As terminações nervosas, encontradas na cápsula articular, são amplamente distribuídas e constituem o sistema nociceptivo articular, uma vez que são ativadas quando uma articulação é submetida a uma sobrecarga mecânica anormal ou a agentes químicos (COHEN, 2001; ENOKA, 2000).

Os quatro tipos de receptores articulares são capazes de fornecer ao corpo humano informações sobre posição, deslocamento, velocidade e aceleração de movimento assim como de estímulos dolorosos experimentados pela articulação (ENOKA, 2000; MARKOVIC e MIKULIC, 2010). Porém, a maioria dos receptores articulares,

sobretudo as terminações de Golgi, é ativada próximo dos extremos do movimento durante a flexão e a extensão máximas e, por isso, os receptores articulares não produzem informações muito consistentes relacionadas à posição da articulação. De fato, estimativas da quantidade de receptores que disparam durante a amplitude média do movimento articular em várias espécies animais variam de menos de 5% e 18% (COHEN, 2001).

As propriedades de ativação dos receptores articulares sugerem que essas estruturas podem funcionar como detectores de limite, cujo papel é sinalizar posições extremas da articulação e previr lesões articulares. Essa função contrasta com o papel dos receptores de estiramento, os quais parecem ser incapazes de funcionar como detectores de limite, considerando-se as ilusões de posições fora dos limites articulares induzidas por vibração (COHEN, 2001).

#### 2.2.1.3 Receptores cutâneos

Em contraste com os três receptores sensoriais apresentados anteriormente, os receptores cutâneos fornecem informações exclusivamente sobre eventos externos que afetam o corpo humano. Discos de Merkel, corpúsculos de Meissner, terminações de Ruffini e corpúsculos de Pacini permitem que o corpo humano detecte estímulos de curta ou longa duração aplicados sobre pequenas ou grandes áreas da pele. Discos de Merkel e corpúsculos de Meissner são encontrados perto da superfície da pele, enquanto as terminações de Ruffini e os corpúsculos de Pacini localizam-se mais profundamente (ENOKA, 2000).

O disco de Merkel é sensível à pressão vertical local e não responde ao alongamento lateral da pele. Os corpúsculos de Meissner são sensíveis à pressão local constante, mas sua resposta esvanece rapidamente. As terminações de Ruffini respondem ao alongamento da pele sobre uma ampla área e se adaptam lentamente a um alongamento constante. Os corpúsculos de Pacini são os maiores receptores da pele e detectam um estímulo de pressão que se altera rapidamente. Além dessas quatro estruturas, a pele possui termorreceptores e nociceptores que também podem influenciar as ações motoras (ENOKA, 2000).

Os receptores cutâneos são encontrados em maior quantidade na pele glabra – regiões da pele que, por estarem sujeitas a maior atrito, possuem camada mais grossa e não possuem folículos pilosos. A pele pilificada possui células de Merkel e terminações de Ruffini, mas os corpúsculos de Pacini e de Meissner são raros nessas regiões. De fato, regiões distais e de pele glabra, como a palma da mão e a sola dos pés possuem concentração significativa de receptores cutâneos (COHEN, 2001).

Esses receptores detectam a localização e caracterização de um toque, afago ou dor, interferindo nas ações motoras do corpo e dos membros (SANTOS *et al.*, 2008; LIN, 2005). Sinais oriundos dos receptores cutâneos parecem ser mais importantes para regiões distais e menos críticos para as articulações proximais. Os receptores cutâneos da mão e do pé proporcionam informações importantes sobre como os indivíduos reagem ao ambiente (COHEN, 2001; ENOKA, 2000). Em pé, as informações aferentes dos receptores cutâneos da sola dos pés podem ser usadas pelo SNC para ajudar a esclarecer a postura dos membros mais proximais e das articulações axiais (KAVOUNOUDIAS *et al.*, 2001). O mesmo ocorre até mesmo quando há apenas um leve contato da ponta do dedo do pé em uma superfície externa (CLAPP e WING, 1999; LACKNER *et al.*, 2000). A função proprioceptiva da pele também se aplica durante outras posições e em muitas atividades dinâmicas funcionais.

## 2.2.2 Propriocepção nas Atividades Diárias

As informações aferentes do sistema proprioceptivo são enviadas ao SNC por diversos tipos de receptores sensoriais presentes nos músculos, tendões, articulações e na pele (MARTIMBIANCO *et al.*, 2008). Quando algum desses receptores é deformado, informações sensoriais são enviadas ao cérebro e à medula espinhal, promovendo o *feedback* de movimentos e posicionamentos corporais (LEPHART *et al.*, 1997). Fontes de informação proprioceptiva vindas de receptores musculares, articulares e cutâneos são importantes para determinar movimentos e posições de segmentos corporais, sinalizar amplitudes extremas de movimento e identificar estímulos externos (GOBLE *et al.*, 2008). Os movimentos realizados nas tarefas diárias e nas atividades comuns ao ser humano são controlados constantemente pelo sistema proprioceptivo.

Segurar objetos, por exemplo, é uma atividade que depende do controle extremamente preciso das forças de agarre. Imperfeições no controle da força das mãos, mesmo que moderadas, podem comprometer um modo de vida independente (UYGUR *et al.* 2010). Além disso, a manipulação de objetos depende da coordenação de sinergias musculares, moduladas por diversos receptores, dentre eles os receptores cutâneos. Até mesmo os receptores com pequenas áreas na pele são sensíveis a mudanças de direção de força e distinguem movimentos uni e bidirecionais, o que auxilia o SNC a ajustar e controlar respostas motoras finas (FREITAS *et al.*, 2008).

Durante a execução de movimentos lentos o sistema proprioceptivo monitora e ajusta o movimento enquanto ele ocorre. Por outro lado, quando ocorrem mudanças rápidas e inesperadas nas forças internas e externas – como em um tropeço, por exemplo –, o sistema proprioceptivo é capaz de acionar contrações musculares compensatórias de forma imediata, rápida e precisa (STILLMAN, 2002). De fato, dentre os sistemas visual, vestibular e proprioceptivo, o *feedback* oferecido pelo sistema proprioceptivo ao SNC é o mais automático em sujeitos normais (FUKUOKA, 2001).

Durante a manutenção da postura em pé através de estratégias de tornozelo, a propriocepção desempenha um papel dominante no controle motor (FUKUOKA, 2001). Sequências motoras também têm seu controle e coordenação mediados por informações proprioceptivas (SHIELD *et al.*, 2005). Ao descer uma escada, por exemplo, a chegada do primeiro pé ao degrau abaixo com sucesso implica em um movimento eficiente, suave e certo do pé seguinte. Isso ocorre porque as informações proprioceptivas geradas pelo movimento do primeiro membro inferior permitem um conhecimento do destino do segundo membro e promovem um movimento subsequente similar e mais efetivo (WYNCHANK *et al.*, 1997).

Após a aprendizagem de uma tarefa motora, os sinais aferentes vindos dos segmentos corporais participantes do movimento são sistematicamente armazenados no cérebro como modelos de execução apropriada daquele movimento. Uma vez plenamente aprendido, o movimento requer o mínimo de consciência proprioceptiva, pois utiliza ao máximo os modelos de execução armazenados. A grande vantagem desse processo é que maior atenção pode ser direcionada ao resultado do movimento e não ao seu processo (STILLMAN, 2002; WYNCHANK *et al.*, 1997).

Apesar da automatização da marcha na maioria dos seres vivos, as informações sensoriais cumprem funções importantes no controle da locomoção. As informações sensoriais dos membros contribuem com uma frequência adequada dos passos. Receptores articulares e fusos musculares dos flexores do quadril parecem cumprir uma função fundamental na locomoção normal, uma vez que a posição da articulação do quadril contribui para o início da fase de balanço. Os órgãos tendíneos dos extensores da perna também influenciam profundamente a regulação do ritmo locomotor através da inibição da atividade do impulso flexor e pela estimulação da atividade do impulso extensor (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2003). Os reflexos cutâneos promovem uma reversão completa da excitação para a inibição durante as diferentes fases do ciclo do passo. Por exemplo, na primeira parte da fase de balanço, quando o tibial anterior está ativo, o pé se encontra suspenso e poucas informações cutâneas serão esperadas. No entanto, no segundo impulso do tibial anterior, o pé está próximo de tocar o solo, momento no qual muitas informações cutâneas surgem. Tais informações promovem a inibição do tibial anterior para que haja a flexão do membro inferior, necessária para a sustentação do corpo nessa etapa do passo. Sem as informações sensoriais plantares, tal reflexo não ocorreria de forma satisfatória (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2003). Além disso, a sensibilidade cutânea tem sua importância equiparada à da percepção de posicionamento articular no controle da locomoção, pois a percepção de pressão de contato da sola dos pés no solo influencia o controle postural durante a marcha (SANTOS *et al.*, 2008; LIN, 2005).

Informações proprioceptivas podem desencadear um mecanismo para a compensação automática das alterações nas cargas suportadas pelos músculos extensores durante a locomoção. Quando um indivíduo sobe uma rampa, por exemplo, o aumento da carga nos músculos extensores aumenta o *feedback* dos órgãos tendíneos e automaticamente enfatiza a atividade dos músculos extensores (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2003).

Durante a corrida, os seres humanos ajustam a rigidez muscular de acordo com a superfície sobre a qual estão correndo. O SNC modula o deslocamento e o momento articular conforme a rigidez da superfície, provavelmente para manter constante o movimento do centro de massa e o tempo de contato do pé com o solo. Esse ajuste ocorre após um passo sobre a nova superfície. O *feedback* proprioceptivo pode ser um fator influenciador da rigidez muscular durante a corrida em diferentes superfícies. Se

os seres humanos usassem a mesma rigidez muscular para todas as situações, a dinâmica do andar e da corrida seria extremamente afetada pela rigidez ou pela flexibilidade do solo (COHEN, 2001).

### 2.2.3 Avaliação da Propriocepção

Devido à alta variedade de receptores sensoriais presentes no corpo humano, a propriocepção é considerada uma entidade complexa e multi-facetada (LÖNN *et al.*, 2000). De fato, todos os receptores geram informações proprioceptivas importantes que contribuem na percepção de posição e de movimento do corpo no espaço. Portanto, avaliar cada informação proprioceptiva de estruturas específicas isoladamente é uma tarefa complexa (GAY *et al.*, 2010). Diferentes testes têm sido utilizados para determinar efeitos de neuropatologias, lesões e desgastes dos receptores, para avaliar reabilitação após lesões articulares e como ferramenta de pesquisa para a investigação do mecanismo sensório motor (LÖNN *et al.*, 2000). Os testes aplicados para a avaliação da propriocepção não analisam isoladamente o desempenho de um único tipo de receptor, mas sim o resultado da atuação de diversos receptores envolvidos em um movimento (STILLMAN, 2002).

#### 2.2.3.1 Percepção de posicionamento articular (PPA)

A percepção de posicionamento articular é uma das medidas mais utilizadas para avaliações proprioceptivas. Apesar de sua denominação, essa avaliação também contempla a capacidade de percepção de movimentações articulares. Afinal, informações adquiridas durante uma movimentação podem ajudar a localizar a posição final dessa movimentação, enquanto a informação obtida sobre as posições inicial e final podem auxiliar na dedução da característica do movimento interposto (STILLMAN, 2002). A determinação da percepção de posicionamento articular envolve a medição precisa da reprodução de um ângulo articular, que pode ser conduzida ativa ou passivamente e em uma cadeia de movimento aberta ou fechada. Mesmo sendo uma medida comum em pesquisas, nenhum método padrão de mensuração da percepção de posicionamento articular foi estabelecido (LÖNN *et al.*, 2000).

Para a avaliação dessa capacidade é utilizado com maior frequência um método de acertos, no qual o paciente é solicitado a alinhar as posições de duas articulações correspondentes nos lados direito e esquerdo do corpo ou a reposicionar o mesmo membro a uma angulação articular demonstrada previamente. Os testes de percepção de posicionamento articular são conduzidos na ausência de qualquer retroalimentação visual ou verbal sobre a posição dos membros. É importante que os limites do desempenho nesse tipo de tarefa sejam impostos pelo estímulo sensorial e não pela capacidade motora do indivíduo de alcançar a posição alvo (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2003).

Estudos antigos afirmam que o reposicionamento passivo envolve mais os receptores articulares, enquanto nos testes ativos estão mais envolvidos os receptores musculares (GROSS, 1987). Testes passivos realmente parecem isolar os receptores articulares, mas o reposicionamento ativo baseia-se no *feedback* aferente tanto dos receptores musculares como dos articulares (FATOYE *et al.*, 2009; STILLMAN, 2002). Alguns autores afirmam que, durante o reposicionamento ativo, o fluxo de informação neurológica enviado para o cérebro e medula espinhal é aumentado e que isso tende a diminuir a habilidade de reposicionamento (GROSS, 1987; KAMINSKI e PERRIN, 1996; BARRACK *et al.*, 1994). Por outro lado, existem estudos que relatam maior acuidade de acerto se os indivíduos moverem seus membros ativamente e atribuem isso ao fato de a contração muscular melhorar a detecção dos movimentos do membro (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2003).

Dada a contradição encontrada na literatura, vale a pena considerar a funcionalidade das duas metodologias. Testes de reposicionamento angular passivo são menos complexos e podem não representar a real condição encontrada nas ações realizadas na vida diária, onde os segmentos devem ser intencionalmente controlados e organizados a fim de atender as demandas de interação com o meio ambiente (FRANCO e RODACKI, 2011). Portanto, a utilização de movimentos ativos na avaliação do sistema proprioceptivo parece ser mais relevante, ao invés dos testes clássicos no quais o membro é movido passivamente (SHUMWAY-COOK e WOOLLACOTT, 2003).

Diferentes metodologias são aplicadas para a avaliação do reposicionamento articular. Alguns exemplos são as metodologias que utilizam o eletrogoniômetro e as análises de vídeo em 2D. Ambas parecem ser satisfatórias para a avaliação da percepção de



posicionamento articular do joelho na posição em pé ou sentada, se a câmera estiver posicionada perpendicularmente ao plano de movimento (KIRAN *et al.*, 2010). Outros testes de percepção de posicionamento articular permitiram detectar diferenças entre jovens ativos e idosos sedentários (FRANCO e RODACKI, 2011), verificar os efeitos de exercícios musculares sobre a propriocepção (BOUËT e GAHÉRY, 2000), diferenciar métodos de reabilitação com movimentos contínuos ativos e passivos após ruptura do ligamento cruzado anterior (FRIEMERT *et al.*, 2006), e a detectar melhor percepção de posicionamento articular em idosos que praticam golfe e Tai-Chi-Chuan do que idosos de mesma idade e nível de atividade física que não praticam essas atividades (TSANG e HUI-CHAN, 2004).

#### 2.2.3.2 Percepção de nível de força (PNF)

Testes de percepção de força são aplicados para avaliar o controle de contrações musculares e normalmente são realizados utilizando a reprodução de um determinado nível de força. A avaliação desta reprodução envolve o uso de uma referência de força, comumente determinada por uma porcentagem de uma contração isométrica voluntária máxima (CIVM), e a tentativa de reproduzir esta porcentagem (DOVER e POWERS, 2003).

Através de testes de estimativa da força realizada durante preensão manual, levantamento de pesos na posição supino e ao empurrar pesos na posição sentada, foi detectado que a experiência atlética é um fator diferencial na percepção de força. Parece que atletas têm dificuldade em calibrar estímulos de baixa magnitude, uma vez que estão habituados a exercícios com altas cargas. Parece também, que a percepção de força é influenciada por fatores ambientais, status biológico ou psicológico e demandas da tarefa (MORAES *et al.*, 2000).

A reprodução de força pode gerar maior ativação muscular e mais informações aferentes do que os testes de percepção de posicionamento articular durante a medida da propriocepção. Por isso, testes de reprodução de um nível de força são medidas confiáveis para a avaliação da propriocepção e essa parece ser a melhor medida para avaliar a articulação do ombro (DOVER e POWERS, 2003). Poucos estudos utilizam tal metodologia e maior investigação sobre essa capacidade é necessária.

### 2.2.3.3 Discriminação de dois pontos (DDP)

Os testes de sensibilidade cutânea visam avaliar a densidade da inervação sensorial na pele, sendo utilizados para avaliação principalmente de membros distais. Um método clássico de determinação da sensibilidade tátil funcional é o teste de discriminação de dois pontos, realizado com um instrumento rígido de pontas arranjadas em pares em diferentes distâncias para serem levemente pressionadas na região a ser avaliada. Durante o teste, o sujeito avaliado tenta determinar se uma ou duas pontas estão tocando a região pressionada e, quanto menor a distância detectada entre duas pontas, maior a densidade de inervação de fibras de adaptação lenta e de receptores cutâneos presentes na pele (MELZER *et al.*, 2004). Esse teste é um dos mais utilizados para avaliar a sensibilidade da mão após cirurgias e intervenções ortopédicas (LUNDBORG e ROSÉN, 2004) e seus resultados são relacionados à habilidade na realização de tarefas motoras finas (North Coast Touch-Test™ Two-Point Discriminator Instructions, 2006).

Existem algumas controvérsias sobre a reprodutibilidade do teste de DDP devido à carência de padronização da pressão aplicada durante o teste. Uma forma de contornar esse problema é aplicar uma força muito leve no discriminador durante o teste (10g a 15g), que corresponde a força produzida pelo próprio peso do discriminador. Além disso, é importante que a pressão das duas pontas sejam aplicadas exatamente no mesmo tempo, pois mesmo uma diferença de tempo muito pequena na aplicação pode introduzir um erro crítico (LUNDBORG e RÓSEN, 2004). Existem estudos sobre a reprodutibilidade do teste de DDP em membros superiores que apresentam resultados excelentes (DELLON *et al.*, 1987; MACKINNON e DELLON, 1985; NOVAK *et al.*, 1993), mas um estudo recente reportou que o teste de DDP não rende resultados confiáveis em indivíduos assintomáticos (ROZENTAL *et al.*, 2000).

Este aparato já foi utilizado para avaliar a sensibilidade cutânea nos pés, mas a reprodutibilidade desta avaliação não foi comprovada. Porém, através deste método, já foi detectado que idosos ‘quedantes’ possuem a capacidade de discriminar dois pontos estáticos na sola do pé significativamente menor do que o grupo sem histórico de quedas (MELZER *et al.*, 2004). Mais investigações são necessárias, pois neuropatias periféricas manifestam seus primeiros sinais na sola dos pés, e suas conseqüentes alterações estão associadas à redução da percepção de posicionamento e da produção de

torque no tornozelo, resultando em déficits no controle postural e equilíbrio (MEYER *et al.*, 2004).

### 2.3 CONTROLE POSTURAL

O termo postura pode ser compreendido como a configuração das articulações de um corpo, uma vez que representa o posicionamento dos segmentos corporais, um em relação aos outros e a orientação destes segmentos no espaço. Trata-se do conjunto de ângulos que expressam o arranjo relativo entre os segmentos de um corpo. Andar, alcançar um objeto com as mãos, e até mesmo ficar parado em pé são exemplos das inúmeras posturas adotadas pelo ser humano durante atividades da vida diária (DUARTE e FREITAS, 2010; FREITAS, 2003).

A cada alteração de postura, informações sobre a posição de segmentos corporais em relação a outros segmentos e ao ambiente são transmitidas através dos sistemas visual, somatosensorial e vestibular (NASHNER, 1981; HORAK e MACPHERSON, 1996; WINTER, 1995). Então, o sistema nervoso central envia impulsos nervosos ao sistema motor, responsável pela ativação correta e adequada de músculos, para a geração de respostas neuromusculares, necessárias para manter o equilíbrio do corpo (NASHNER, 1981; OIE *et al.*, 2002). Todo esse mecanismo é denominado controle postural e tem por objetivo a orientação e o equilíbrio postural. O primeiro objetivo está relacionado ao posicionamento e ao alinhamento dos segmentos corporais um em relação aos outros e em relação ao ambiente. O segundo está relacionado ao controle das forças externas que agem sobre o corpo e das forças internas que são produzidas durante a execução de movimentos corporais (DUARTE e FREITAS, 2010; FREITAS, 2003). Tanto o equilíbrio como a orientação postural são alcançados por meio de uma relação complexa e dinâmica entre informações sensoriais e atividade muscular (BARELA, 1997).

Perturbações fisiológicas, como o batimento cardíaco e a respiração, ou perturbações geradas pela ativação dos músculos para a manutenção da postura e para a realização de movimentos são exemplos de forças internas que agem sobre o corpo. Dentre as forças externas mais comuns estão a força gravitacional, que atua sobre todo o corpo, e a força de reação do solo que, durante a postura ereta, atua sobre os pés. Essas forças aplicadas sobre o ser humano só são nulas momentaneamente e, por isso, o corpo humano está

sempre em desequilíbrio, numa busca incessante pelo equilíbrio. Até mesmo em condições normais na postura ereta quieta, muitas vezes chamada de condição de equilíbrio, forças e momentos de força muito pequenos promovem pequenas oscilações do corpo que, em um adulto saudável, são quase imperceptíveis (DUARTE e FREITAS, 2010).

Durante movimentos voluntários ou quando uma perturbação é temporalmente previsível, o sistema de controle postural é capaz de realizar ajustes posturais antecipatórios para minimizar um possível desequilíbrio, (HAY e REDON, 1999; ARUIN e LATASH, 1996; ARUIN *et al.*, 2001). Os mecanismos responsáveis por esses ajustes são chamados mecanismo antecipatório ou de *feedforward* (GHEZ, 1991; HORAK e MACPHERSON, 1996). Esses ajustes normalmente ocorrem momentos antes da perturbação (cerca de 100 ms) e na direção oposta ao deslocamento do centro de pressão (CoP) provocado pela perturbação e podem diminuir o deslocamento de CoP após a perturbação (HAY e REDON, 1999). Em alguns casos, quando o movimento é muito lento ou causam pouca perturbação, pode até mesmo não haver ajustes posturais antecipatórios ou os ajustes podem ocorrer simultaneamente ao movimento (ARUIN e LATASH, 1996; HORAK e MACPHERSON, 1996; WOOLLACOTT e MANCHESTER, 1993).

Por outro lado, quando a perturbação é causada por algum evento externo, não previsível, são realizados ajustes posturais reativos, a fim de diminuir os efeitos da perturbação sobre o equilíbrio. Este controle é denominado de mecanismo de controle reativo ou de *feedback* e tem por objetivo propiciar respostas compensatórias aos possíveis efeitos da perturbação (HAY e REDON, 1999; GHEZ, 1991; HORAK e MACPHERSON, 1996). Assim, quando ocorrem perturbações externamente impostas, reações posturais rápidas e automáticas devem ser executadas. Quanto mais rápida for esta resposta, mais fácil e rápida será a retomada do equilíbrio (FREITAS, 2003).

As respostas posturais de reação à perturbação são modificadas, dentre outros fatores, pela posição inicial, pela direção e velocidade da perturbação, pela experiência anterior e pela integridade dos centros de controle dos sistemas sensoriais e motor (DIENER *et al.*, 1988; HORAK *et al.*, 1989; HORAK e MACPHERSON, 1996; HORAK e NASHNER, 1986; INGLIS *et al.*, 1994). O controle da postura ereta em situações normais ou perante as perturbações é realizado pelo sistema de controle postural. As

estratégias utilizadas para isso são denominadas estratégias de controle, que podem ser classificadas, de acordo com o padrão de ativação muscular e de movimento postural, em estratégia de tornozelo, estratégia de quadril ou estratégia do passo (HORAK e MACPHERSON, 1996).

A estratégia do tornozelo é normalmente utilizada para a manutenção da postura ereta não perturbada (GATEV *et al.*, 1999), e para o controle postural em pequenas perturbações. Os movimentos corporais são realizados principalmente sobre a articulação do tornozelo, mantendo o corpo rígido, com uma movimentação mínima das articulações do joelho e quadril. Tal oscilação corporal é comumente comparada com um pêndulo invertido que utiliza a articulação do tornozelo como eixo de rotação. Por outro lado, em perturbações rápidas e de grandes amplitudes ou sob condições onde é difícil produzir torque ao nível do tornozelo, a estratégia de quadril costuma ser utilizada. Inclinação anterior ou posterior do tronco, em função de uma flexão ou hiperextensão do quadril, somadas à movimentação contrária das articulações do tornozelo e pescoço são características dessa estratégia, que é normalmente associada a um duplo pêndulo invertido, com eixos de rotação no tornozelo e no quadril (FREITAS, 2003; RUNGE *et al.*, 1999).

Alguns estudos têm sugerido que, para corrigir perturbações posturais de qualquer magnitude, uma estratégia mista de tornozelo e quadril é utilizada, ao invés de uma estratégia pura de tornozelo ou quadril, desde que o objetivo principal seja o mínimo esforço neural (GATEV *et al.*, 1999; RUNGE *et al.*, 1999). A utilização de tal estratégia poderia ser justificada pela ineficiência dos torques gerados pela articulação do tornozelo na correção satisfatória do equilíbrio. Um grande momento de inércia do corpo gerado por perturbações e dificuldade no controle independente dos mecanismos posturais do tornozelo e do quadril também poderiam justificar a utilização dessa estratégia. Entretanto, mais pesquisas são necessárias para definir mecanismo de controle postural através da estratégia mista de tornozelo e quadril (FREITAS, 2003).

Frente a perturbações muito rápidas e/ou muito grandes ou quando a manutenção da orientação vertical do tronco é o objetivo predominante, a estratégia do passo pode ser utilizada. Esta estratégia aumenta área da base de suporte através de um passo à frente ou atrás. Ela normalmente é utilizada quando as estratégias do tornozelo e quadril são inadequadas ou ineficazes para a manutenção do equilíbrio e da orientação corporal

(HORAK *et al.*, 1989; MAKI e MCILROY, 1996). Um passo rápido é a estratégia postural preventiva mais importante uma vez que pode prevenir a ocorrência de uma queda (MELZER *et al.*, 2008).

Para a avaliação dos mecanismos compensatórios e das estratégias de recuperação de equilíbrio, é necessário, de alguma forma, perturbar o equilíbrio. Simulações de perturbações cotidianas, como as sofridas em pé, dentro de um ônibus, quando se escorrega 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 na última década (LEE e CHOU, 2006; PIJNAPPELS *et al.*, 2005; JENSEN *et al.*, 2001; BRAUER *et al.*, 2008). Esses testes apresentam diferentes metodologias e alguns apresentam limitações em função da alta complexidade da tarefa, elevado risco de quedas ou alto custo do aparato utilizado. O presente estudo utilizou um teste que buscou simular o deslocamento do centro de pressão após uma pequena perturbação, através de uma metodologia prática, simples e que não oferece riscos aos participantes.

## 2.4 PROPRIOCEPÇÃO E CONTROLE POSTURAL EM IDOSOS

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 (FARINATTI, 2002). Além disso, as adaptações que permeiam essas reduções envolvem processos motores e sensoriais, que influenciam a estabilidade do indivíduo e aumentam a probabilidade de quedas e lesões acidentais (ENOKA, 2000). Alterações na composição corporal, nos parâmetros fisiológicos e neurofisiológicos, nos sistemas sensoriais, no sistema neuromuscular e na velocidade de processamento de informação no sistema nervoso central são algumas das alterações decorrentes de avanço da idade (SPIRDUSO, 1995). Todas elas, alguma em maior e outras em menor proporção, podem levar idosos a apresentar problemas na manutenção do equilíbrio e na orientação corporal desejada (FREITAS, 2003).

A degeneração dos sistemas sensoriais resulta em déficits na capacidade de obter e processar informações oriundas do corpo e da relação do corpo com o ambiente. Alguns estudos têm verificado diminuição na capacidade proprioceptiva de idosos. Nessa população, parece que os receptores articulares apresentam dificuldade para detectar movimentos e fusos musculares e órgãos tendinosos de Golgi não detectam mudanças no comprimento e na tensão muscular de forma satisfatória (HURLEY *et al.*, 1998; KAPLAN *et al.*, 1985; PETRELLA *et al.*, 1997). Em adição, o aumento no limiar de detecção de vibração e de pressão pelos receptores cutâneos (ERA *et al.*, 1986) pode ter impacto em vários aspectos da funcionalidade em idosos, incluindo a interação das articulações, o agarre das mãos e a estabilidade postural (WICKREMARATCHI e LLEWELYN, 2006).

Qualquer espécie de dano nas estruturas proprioceptivas pode acarretar disfunções motoras, tais como: imprecisão na calibração da posição dos segmentos corporais no espaço; dificuldade na sustentação de níveis de força constantes ou de amplitudes de movimento, falhas na discriminação de pesos de objetos e na execução de movimentos selecionados, falta de coordenação na produção de padrões de marcha e no controle do tempo das contrações musculares de movimentos multiarticulares (GOBLE *et al.*, 2008). Em idosos, as articulações mais comumente afetadas são quadril, joelho e tornozelo e a propriocepção prejudicada, principalmente em membros inferiores, tem sido associada à problemas de equilíbrio encontrados em idosos, fortemente correlacionados com a alta incidência de quedas nessa população (VERSCHUEREN *et al.*, 2002). Além disso, informações proprioceptivas aferentes são importantes para a acurácia do controle postural e para o controle fino de movimentos (SHIELD *et al.*, 2005). Portanto, danos nos receptores sensoriais acarretam alterações no controle postural e conseqüente mudança no padrão da marcha (LIN, 2005; BRUMAGNE *et al.*, 2004; ALLUM *et al.*, 1998; ALFIERI, 2008).

O controle postural pode ser definido como um processo pelo qual o sistema nervoso central gera os padrões de atividade muscular requeridos para regular a relação entre o centro de massa corporal e a base de suporte (TOLEDO e BARELA, 2010). O funcionamento do controle postural ocorre através de um intrincado e dinâmico relacionamento entre informação sensorial e atividade muscular e possui como objetivos comportamentais a orientação e o equilíbrio postural (HORAK e MACPHERSON, 1996). Portanto, a complexidade do controle postural associada às alterações funcionais

decorrentes do envelhecimento no sistema proprioceptivo indica que o controle postural em idosos pode sofrer os efeitos de tais alterações. Dificuldade em controlar e coordenar ações musculares na manutenção da postura ereta e a diminuição da capacidade de gerar ajustes reativos à perturbações mecânicas e sensoriais são algumas das conseqüências dos déficits proprioceptivos em idosos (FREITAS, 2003).

Testes de avaliação do equilíbrio durante a manutenção da postura ereta não perturbada têm sido utilizados para verificar a eficiência do controle postural. As variáveis avaliadas nesse tipo de teste normalmente estão relacionadas aos deslocamentos do centro de pressão e do centro de massa (FREITAS, 2003). Tal metodologia permitiu a detecção de diferenças no controle postural de adultos e idosos, que indicariam maior dificuldade de idosos na manutenção da postura ereta (HAGEMAN *et al.*, 1995; NEWELL *et al.*, 1997; HAY *et al.*, 1996; COLLINS *et al.*, 1995). Entretanto, segundo Freitas (2003), existe muita controvérsia sobre o assunto, uma vez que alguns estudos não encontraram diferenças entre jovens e idosos (COLLINS *et al.*, 1995; MAKI *et al.*, 1990). Estas divergências de resultados podem ser decorrentes das diferenças nos métodos de coleta de dados empregados por estes estudos (distância do alvo visual, distância entre os pés, duração das tentativas, por exemplo) e da seleção dos participantes (variação da faixa etária, por exemplo) (FREITAS, 2003).

Além da avaliação do equilíbrio durante a manutenção da postura ereta, alguns estudos têm verificado o comportamento do sistema de controle postural em situações onde o equilíbrio é perturbado por algum evento externo e imprevisível. Nessas situações, as respostas do ser humano devem-se a ajustes posturais reativos que visam diminuir os efeitos da perturbação sobre os deslocamentos de centro de massa e, conseqüentemente, sobre seu equilíbrio. Quanto mais rápida for esta resposta, mais fácil e rápida será a retomada do equilíbrio. Um fator que possivelmente contribui para o aumento do número de quedas verificado em pessoas idosas é a dificuldade em produzir respostas posturais rápidas e apropriadas frente a perturbações geradas por fatores externos (FREITAS, 2003). Idosos despendem mais tempo para ativar os músculos responsáveis por manter o equilíbrio quando submetidos a este tipo de perturbação, além de ativação muscular com menor intensidade e padrão de ativação muscular diferente do padrão apresentado por adultos (WOOLLACOTT *et al.*, 1986; LIN e WOOLLACOTT, 2002). Um outro fator que pode influenciar no comportamento menos estável do sistema de



controle postural verificado em idosos é o modo como ocorre o relacionamento entre informação sensorial e ação motora (FREITAS, 2003).

A crescente proporção de indivíduos com mais de 60 anos traz à tona discussões acerca das debilidades desta faixa etária. Os déficits decorrentes do envelhecimento têm estimulado o interesse no campo da neurociência motora em relação às habilidades proprioceptivas e ao papel do *feedback* proprioceptivo no movimento de idosos (GOBLE *et al.*, 2008). Através de investigações da relação de risco de quedas com déficits na força muscular, controle postural, parâmetros da marcha e equilíbrio, alguns estudos já apontaram que a propriocepção prejudicada pode ser um dos fatores que levam idosos a quedas (AGS, 2001; CARTER *et al.*, 2001; MELZER *et al.*, 2004; VERSCHUEREN *et al.*, 2002; ALFIERI, 2008). Logo, alterações proprioceptivas podem aumentar o risco de quedas e comprometer a independência e qualidade de vida do idoso. Porém, o estudo isolado da influência da propriocepção na habilidade de recuperar o equilíbrio após uma perturbação e no risco de quedas de idosos raramente é realizado.

Se comprovada grande influência da propriocepção para a recuperação do equilíbrio após uma perturbação em idosos, os programas de exercícios para essa população, que normalmente são direcionados para melhoria da força e equilíbrio, poderão adquirir enfoques diferentes e mais completos, sendo mais efetivos na prevenção de quedas. Com o aumento anual progressivo do número de idosos no Brasil (IBGE, 2000), espera-se que mais intervenções públicas sejam direcionadas a essa parcela emergente da população e que essas sejam cada vez mais efetivas na melhoria das capacidades físicas e psíquicas dos idosos. Considerando o risco de quedas como um forte ameaçador da integridade física e emocional do idoso, (BRUMAGNE *et al.*, 2004; ALLUM *et al.*, 1998; ALFIERI, 2008), aprofundamentos científicos sobre o processo degenerativo dos órgãos sensoriais e suas reais implicações nas quedas, assim como intervenções corretivas e principalmente preventivas podem diminuir a suscetibilidade de idosos a esses acidentes, amenizando os transtornos nos órgãos públicos de saúde e melhorando significativamente a qualidade de vida da população idosa.

### 3. MÉTODOS

Fizeram parte desta pesquisa 21 idosos residentes na cidade de Curitiba – PR, freqüentadores do lar de idosos Santa Mãe Junshin e 21 adultos jovens acadêmicos do curso de Educação Física da UFPR. Foram incluídos idosos com idade acima de 60 anos, de ambos os gêneros, residentes na cidade de Curitiba e região metropolitana, que exercem normalmente suas atividades diárias na comunidade sem dispositivos de auxílio, que não possuem níveis extremos de atividade física habitual segundo o Questionário Internacional de Atividade Física (IPAQ), e que possuem capacidade física e mental de realizar atividades diárias independentemente. Além disso, foram incluídos adultos jovens com idade entre 18 e 29 anos, de ambos os gêneros, acadêmicos do curso de Educação Física da UFPR, que exercem normalmente suas atividades diárias na comunidade sem dispositivos de auxílio e que possuem capacidade física e mental de realizar atividades diárias independentemente. Sujeitos que não aceitaram participar do estudo, apresentaram contra-indicações absolutas ou relativas para as quais o protocolo de testes propostos não foi recomendável, com histórico de cirurgias articulares recentes, que utilizavam próteses, órteses ou dispositivos de auxílio para a realização de suas atividades diárias, com problemas crônicos cardíacos, pulmonares ou cutâneos, sem capacidade física e mental de realizar atividades diárias independentemente e idosos que possuíam níveis extremos de atividade física habitual segundo o IPAQ não foram incluídos no estudo.

#### 3.1 INSTRUMENTOS E PROCEDIMENTOS

Antes do início do estudo, todos os participantes receberam informações detalhadas sobre os procedimentos empregados e assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (ANEXO I). Os procedimentos experimentais deste estudo tiveram a aprovação do conselho de ética de pesquisa da UFPR sob o documento de número CEP/SD 986.111.10.08; CAAE 0063.0.091.000-10, em 22 de setembro de 2010.

Os participantes realizaram duas visitas ao laboratório com um intervalo de 48 horas entre elas. No primeiro dia, foram aplicados o Questionário Internacional de Atividade Física – IPAQ (ANEXO II) e o Questionário de Histórico de Quedas (ANEXO III) – este último foi aplicado somente aos idosos –, além de realizados os testes de perturbação do

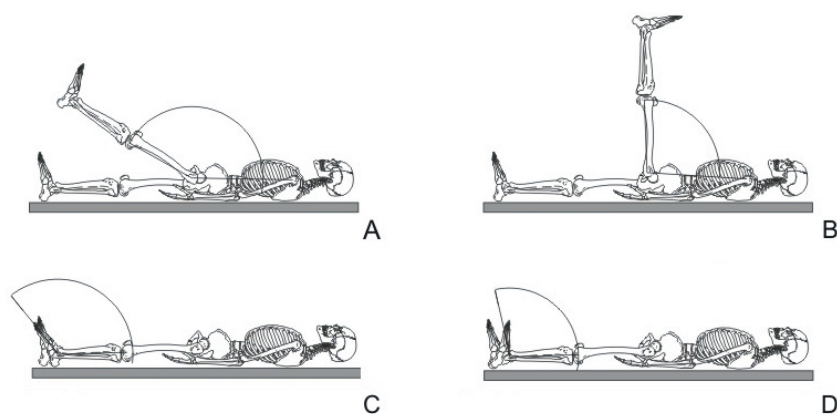
equilíbrio (PE), discriminação de dois pontos (DDP), percepção de posicionamento articular (PPA) e percepção do nível de força (PNF), aplicados nessa ordem para minimizar possíveis efeitos de fadiga do último teste. No segundo dia foram repetidos os testes de PE e de DDP. Todos os testes foram realizados de maneira idêntica nos grupos experimentais.

### 3.1.1 Avaliação da Percepção de Posicionamento Articular – PPA

Os participantes foram posicionados em decúbito dorsal (posição anatômica) sobre uma maca. O avaliador flexionou o quadril direito dos avaliados (mobilização passiva) até atingir a máxima amplitude de flexão, que foi medida através de um goniômetro. Após a verificação da amplitude máxima de flexão do quadril, o avaliador flexionou o quadril dos sujeitos, a uma “pequena amplitude” de flexão (amplitude menor que a metade da amplitude máxima –  $136,95^{\circ} \pm 8,61^{\circ}$  para idosos e  $138,76 \pm 8,68^{\circ}$  para jovens) e, em seguida, a uma “grande amplitude” de flexão (amplitude maior que a metade da amplitude máxima –  $110,10^{\circ} \pm 7,62^{\circ}$  para idosos e  $95,67 \pm 10,65^{\circ}$  para jovens). A angulação de flexão das articulações (tanto para pequenas como para grandes amplitudes) foi determinada aleatoriamente e a posição estabelecida foi mantida por um período de aproximadamente 5s para memorização da posição pelos sujeitos. Imediatamente após a determinação de uma angulação, os avaliados tiveram três tentativas para reproduzi-la, e durante todos os procedimentos não houve qualquer orientação visual ou verbal sobre suas posições segmentares. Os mesmos procedimentos foram utilizados para a avaliação do tornozelo, porém, para essa articulação, foi considerada como amplitude máxima a maior flexão de tornozelo partindo da maior extensão que o sujeito conseguiu realizar de maneira confortável (pequena amplitude de flexão =  $143,00^{\circ} \pm 8,41^{\circ}$  para idosos e  $140,86^{\circ} \pm 7,36^{\circ}$  para jovens; grande amplitude de flexão =  $119,95^{\circ} \pm 7,28^{\circ}$  para idosos e  $110,43 \pm 6,91^{\circ}$  para jovens). Utilizou-se a amplitude máxima de flexão das articulações como referência para a determinação das posições devido à provável alta variabilidade de amplitude de movimentos entre os sujeitos. Os avaliados não tiveram informação visual durante o teste (restrição por uma venda) para evitar a influência do sentido da visão nos resultados. O teste de PPA contemplou as articulações do quadril e do tornozelo por serem as articulações envolvidas nas duas principais estratégias de manutenção e recuperação do equilíbrio (RUNGE *et al.*, 1999). Além disso, durante o teste de

perturbação do equilíbrio empregado no presente estudo, a articulação do joelho permaneceu predominantemente estendida e sem movimentos aparentes que pudessem influenciar a recuperação do equilíbrio.

As posições estabelecidas pelo avaliador, assim como as tentativas de reprodução dos avaliados foram fotografadas para posterior comparação e estão representadas na Figura 3.1.



Flexões de pequena amplitude de quadril – PPA QUAD P (A) e tornozelo – PPA TORN P (C). Flexões de grande amplitude de quadril – PPA QUAD G (B) e tornozelo PPA TORN G (D).

FIGURA 3.1 – Representação do teste de percepção de posicionamento articular

As fotografias foram realizadas no hemicorpo direito através de uma câmera fotográfica (Sony Cyber Shot, 4.1Mb), posicionada perpendicularmente a aproximadamente 1,2 m do plano sagital direito dos participantes e com o foco apontando para a linha média corporal do avaliado. Os ângulos articulares que foram adotados para as articulações avaliadas estão representados na Figura 3.1. Os pontos corporais foram previamente demarcados sobre a pele ou roupa justa dos participantes por meio de fitas adesivas (diâmetro de 9,5 mm) posicionadas sobre (1) acrômio, (2) trocânter maior, (3) côndilo lateral do fêmur, (4) maléolo lateral e (5) base do quinto metatarso.

O erro entre a posição determinada e a posição executada pelos participantes (média das três tentativas) foi utilizado como medida que reflete a capacidade dos sujeitos em reposicionar os segmentos em uma dada posição.

### 3.3.2 Avaliação da Percepção de Nível de Força – PNF

O teste de PNF foi realizado através de reprodução de um percentual de força estabelecido a partir da contração isométrica máxima exercida em uma tentativa. No teste de PNF, os avaliados foram posicionados em decúbito dorsal (posição anatômica) sobre uma maca e realizaram uma contração isométrica voluntária máxima a fim de permitir a identificação do pico de força isométrica ao redor da articulação do tornozelo, tanto para flexão como para extensão (PNF dorsi e PNF planti, respectivamente). Antes de executar o teste propriamente dito, os sujeitos realizaram uma tentativa de familiarização, quando *feedback* verbal e visual foram providos para que pudessem reproduzir os valores-alvo. O desenvolvimento da força ao redor da articulação foi acompanhado através de um visor numérico. Quanto maior a contração muscular, maior o número indicado. Também foram realizadas tentativas de estabilização do nível da contração muscular, onde o objetivo foi manter o visor numérico com a menor variação possível. Ao conseguir estabilizar três diferentes níveis de contração de baixa magnitude, o participante foi considerado familiarizado com o teste.

A avaliação foi efetuada 20s após o final da tentativa de familiarização. O intervalo foi imposto para evitar possíveis efeitos de fadiga, apesar das contrações serem de baixa intensidade. Os participantes foram solicitados a executar uma contração equivalente a 10%, 20% e 30% do valor máximo, realizadas em ordem aleatória. Após a experimentação e memorização de cada nível de contração foi iniciada a tentativa de reprodução do mesmo sem qualquer tipo de *feedback* verbal ou visual. Verbalmente, os participantes indicaram o exato momento em que acreditavam estar realizando o nível de força desejado. Nesse instante foi verificado pelo avaliador o valor da força exercida no visor numérico. A discrepância entre a força dos valores alvo (10%, 20% e 30% da contração isométrica máxima) e a contração desempenhada foi utilizada como indicador para quantificar um déficit na capacidade de gerar níveis específicos de força. O teste de PNF encontra-se representado esquematicamente na Figura 3.2.

Os valores foram determinados através de uma célula de carga (Kratos, modelo IK-1C, Brasil) com capacidade de 500 Kgf e resolução de 0.1 kg. Durante o teste de PNF o pé direito dos sujeitos foi posicionado de forma que o cabo do dinamômetro estivesse fixado perpendicularmente ao segmento testado e preso através de um sistema ajustável de velcro. A percepção de força da articulação do quadril não foi testada por envolver

grandes grupos musculares que dificultam o controle fino das contrações musculares (FRANCO e RODACKI, 2011).



(A) Flexão de tornozelo – PNF dorsi; (B) Extensão de tornozelo – PNF planti. As duas contrações isométricas foram testadas a 10%, 20% e 30% da contração isométrica máxima.

FIGURA 3.2 – Representação do teste de percepção do nível de força

### 3.3.3 Teste de Discriminação de Dois Pontos – DDP

No teste de DDP, foi avaliada a sensibilidade cutânea da sola do pé direito, especificamente na região do primeiro metatarso. A avaliação foi realizada nessa região pois corresponde a uma das áreas de maior apoio dos pés durante a marcha (PERRY, 1992) e à área de maior pressão durante um desequilíbrio anterior. As regiões do calcanhar e do antepé não foram avaliadas devido à grande variabilidade de espessura da pele nessas regiões. Para a avaliação foi utilizado um discriminador de dois pontos, com medidas de 1 a 25 mm, e intervalos de 1 mm (1 mm a 15 mm) e 5 mm (15 mm a 25 mm) entre as medidas (Touch-Test<sup>TM</sup>, modelo NC12776, medidas de 1 a 25mm, North Coast Medical, Inc., Ireland). O equipamento pode ser visualizado na Figura 3.3.

Antes do teste de DDP, os sujeitos foram mantidos em uma posição de decúbito ventral por um período de aproximadamente 3 minutos a fim de permitir acomodação dos tecidos plantares (FOREMAN e LINGE, 1989) e reduzir possíveis efeitos das atividades desempenhadas previamente ao início do teste que pudessem afetar a sensibilidade cutânea. O discriminador foi posicionado perpendicularmente à sola do pé, de forma que as duas pontas tocassem a pele ao mesmo tempo em uma direção ântero-posterior e somente o peso do próprio discriminador fosse aplicado sobre a pele. Os participantes foram questionados se uma ou duas pontas tocavam a região avaliada. Cada distância entre as pontas foi testada três vezes, em ordem aleatória e considerou-se como resposta de menor distância percebida entre os dois pontos (MDP2P) aquela que apresentou duas respostas corretas a cada três tentativas. A utilização do discriminador não causa dor ou

desconforto e é considerada como uma medida válida de sensibilidade funcional na mão. Uma variação muito maior é esperada nos pés devido à variação na espessura dos tecidos subjacentes (MELZER *et al.*, 2004).



Fonte: <http://www.assistireland.ie>

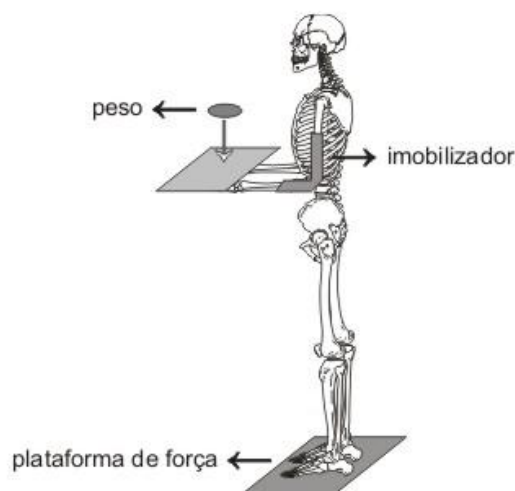
FIGURA 3.3 – Teste de discriminação de dois pontos

#### 3.3.4 Teste de Perturbação do Equilíbrio – PE

Os participantes foram posicionados em pé sobre uma plataforma de força (AMTI, modelo OR6-7, USA) e instruídos a permanecer com o olhar fixo em um ponto localizado a uma distância de aproximadamente 2m durante o teste. Os pés foram mantidos em uma posição confortável com os calcanhares unidos. Os cotovelos foram flexionados a 90° e imobilizados por uma estrutura rígida e indeformável – impedindo possíveis estratégias de membros superiores para a manutenção do equilíbrio – e as mãos mantidas em uma posição de supino. Sobre a palma das mãos foi colocada uma bandeja especialmente construída para esse experimento (0.5 x 0.3m e massa 0,3 Kg), sobre a qual foi subitamente liberado um peso correspondente a 3% do peso corporal. Para garantir a visão periférica sem que houvesse qualquer resposta antecipatória, o peso e a bandeja foram cobertos por um tecido escuro (não apresentado na Figura 3.4). O teste foi realizado três vezes consecutivas em cada sujeito (PE 1, PE 2 e PE 3) com um intervalo de vinte segundos entre elas. A Figura 3.4 ilustra esquematicamente o teste de PE.

A magnitude e a velocidade do primeiro deslocamento anterior do centro de pressão após a perturbação (PE desloc e, PE vel méd, respectivamente) foram utilizadas para caracterizar a capacidade reativa à perturbação. Tais parâmetros têm sido associados com a habilidade em recuperar o equilíbrio e evitar quedas (MELZER *et al.*, 2008). Os

dados da plataforma de força foram exportados ao Microsoft Office Excel, onde foram determinados o instante e a posição do CoP no início e no final do deslocamento anterior. No gráfico do deslocamento ântero-posterior do CoP, padronizou-se como início e final do deslocamento anterior o primeiro e o último ponto da reta com maior taxa de inclinação, respectivamente (ver Figura 3.5).



A liberação do peso provocará uma perturbação (desequilíbrio) no equilíbrio do sujeito. As estratégias para recuperação do equilíbrio serão registradas pela plataforma de força.

FIGURA 3.4 – Representação do teste de perturbação de equilíbrio

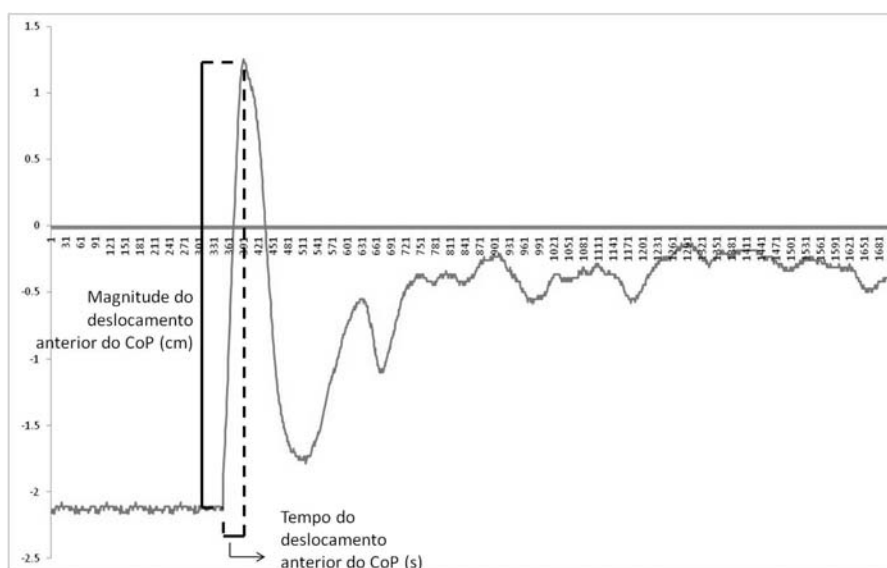


FIGURA 3.5 – Representação do gráfico de deslocamento ântero-posterior do CoP – teste de perturbação do equilíbrio



### 3.4 TRATAMENTO ESTATÍSTICO

Primeiramente os dados foram tratados através da estatística descritiva padrão (média e desvio padrão). Todas as variáveis foram submetidas ao teste de *Shapiro-Wilk* para confirmar a normalidade dos dados, e ao teste de *Levene* para confirmar a homogeneidade dos grupos. Os dados que não apresentaram distribuição normal foram normalizados pela função logarítmica, quadrática ou exponencial.

Os testes de DDP e PE tiveram sua reprodutibilidade avaliada pelo teste de *Bland-Altman* e foram consideradas reprodutíveis as variáveis que apresentaram variação inferior a dois desvios-padrões.

A comparação entre grupos nos testes proprioceptivos e de perturbação foi realizada através de ANOVA *one-way*. Somente a segunda tentativa do teste de PE foi empregada.

Após verificar as diferenças entre os grupos, o teste de *Pearson* foi utilizado para verificar a correlação entre os resultados dos testes proprioceptivos (PPA, PNF, DDP) e as variáveis do PE. As variáveis proprioceptivas que apresentaram correlação com o teste de perturbação foram utilizadas como variáveis independentes em quatro análises de regressão múltipla. A técnica de regressão linear *step-wise* foi utilizada. Para diminuir a colinearidade com as variáveis independentes, somente as variáveis que apresentaram relação significativa com a variável dependente foram mantidas no modelo. Os limites utilizados para a interpretação dos dados dos coeficientes de correlação e determinação foram: ausência ( $\leq 0,24$ ); fraca ou moderada (0,25 a 0,49); moderada a boa (0,50 a 0,74); boa a excelente ( $\geq 0,75$ ).

Os testes estatísticos foram realizados no *software* Statistica (StatSoft Inc®, versão 7.0) tendo o nível de significância aceito em  $p \leq 0,05$ .

## 4. RESULTADOS

A descrição dos resultados foi dividida em características gerais da mostra, reprodutibilidade dos testes, comparação entre os grupos, correlação entre os testes e análise de regressão. Os valores são apresentados na forma de média  $\pm$  desvio padrão para características gerais da amostra e comparação entre os grupos.

### 4.1. CARACTERÍSTICAS GERAIS DA AMOSTRA

A amostra do estudo foi composta por 42 sujeitos de ambos os gêneros. O grupo de idosos foi composto por 21 pessoas com idade entre 60 e 78 anos, sendo 15 idosos ‘ativos’ e 6 ‘irregularmente ativos A’, segundo o IPAQ. O grupo de jovens foi formado por 21 participantes (entre 19 e 27 anos), sendo 11 ‘ativos’ e 10 ‘muito ativos’. As características dos participantes do presente estudo encontram-se na Tabela 4.1.

Tabela 4.1 – Características gerais da amostra do estudo

	Idosos (n=21)	Jovens (n=21)
Idade (anos)	66,95 $\pm$ 5,55	24,62 $\pm$ 3,88
Massa (kg)	65,34 $\pm$ 13,67	64,46 $\pm$ 9,53
Estatuta (cm)	156,12 $\pm$ 8,29	169,14 $\pm$ 9,40
Incidência de quedas	57,14%	0%

### 4.2. REPRODUTIBILIDADE DOS TESTES

Os testes de reprodutibilidade de duas metodologias (DDP e PE) se fizeram necessários posto que não foram encontrados relatos sobre sua reprodutibilidade. A reprodutibilidade do teste de DDP foi confirmada para os dois grupos avaliados, uma vez que as variações entre as duas sessões de teste não ultrapassaram dois desvios padrões. Idosos e jovens apresentaram variações em relação à média dos grupos de 0,71% e 1,53%, respectivamente. A Figura 4.1 ilustra a variação do teste de DDP para os grupos amostrais.

No teste de PE, a variável que apresentou boa reprodutibilidade foi a magnitude do deslocamento anterior do CoP, com variações de 4,52% para idosos e 5,09% para jovens. Na velocidade de deslocamento anterior do CoP, idosos apresentaram variação de 105,46% e jovens apresentaram variação de 15,78%. A variação desses resultados está ilustrada na Figura 4.2.

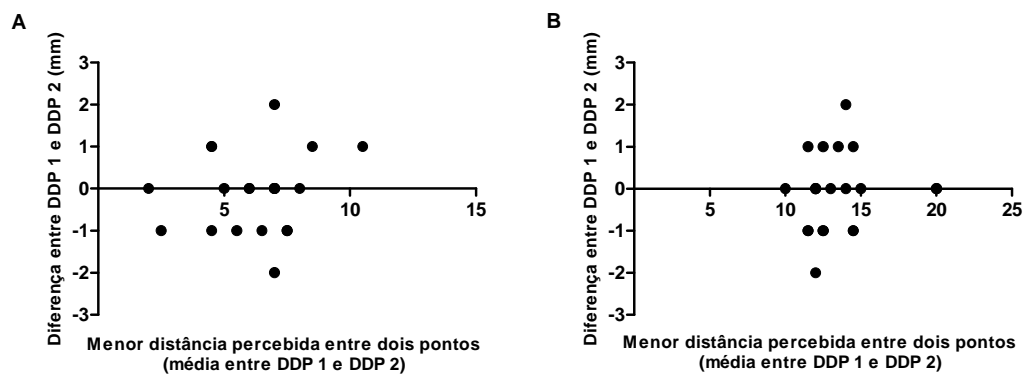


Figura 4.1 – Variação absoluta dos resultados do teste de DDP realizado em intervalo de 48 h para jovens (A) e idosos (B)

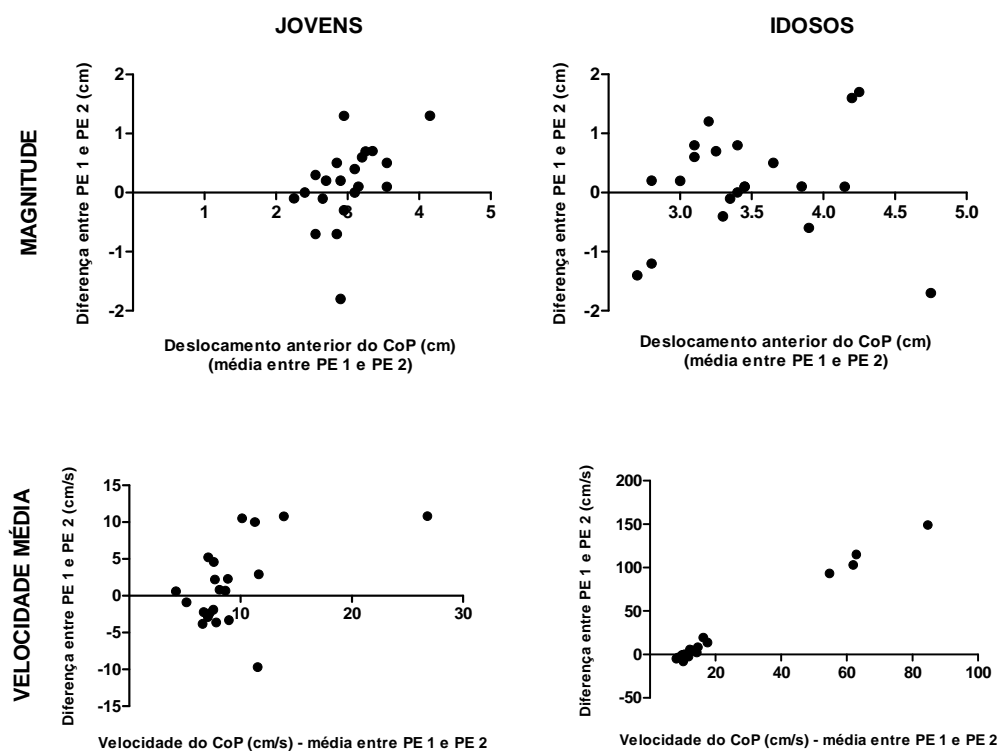


Figura 4.2 – Magnitude e velocidade média do deslocamento anterior do CoP no teste de PE realizado em intervalo de 48 horas para jovens (coluna esquerda) e idosos (coluna direita)

### 4.3. COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS

#### 4.3.1. Percepção de posicionamento articular (PPA)

O teste de PPA não foi capaz de diferenciar jovens e idosos ( $p > 0,05$ ). Os valores do erro absoluto no reposicionamento das articulações no teste de PPA e a diferença percentual entre os grupos encontram-se na Tabela 4.2. A maior diferença encontrada entre os grupos (53,45%) ocorreu ao redor do tornozelo.

Tabela 4.2 – Percepção de posicionamento articular do quadril e tornozelo (erro em graus) – diferença entre idosos e jovens.

		Idosos (n=21)	Jovens (n=21)	Diferença (%)
Quadril	Amplitude pequena	7,29 ± 5,80	5,31 ± 3,45	37,29
	Amplitude grande	4,21 ± 2,85	3,15 ± 2,29	33,65
Tornozelo	Amplitude pequena	3,56 ± 2,87	2,32 ± 1,91	53,45
	Amplitude grande	3,33 ± 2,92	3,33 ± 2,46	0,00

#### 4.3.2. Percepção do nível de força

Não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos no teste de percepção de nível de força. Porém, os resultados do teste indicam que há uma tendência a percepção de força reduzida nos músculos envolvidos na flexão e extensão do tornozelo a 20% de 1 CIWM em idosos ( $p = 0,06$  e  $p = 0,09$ , respectivamente).

Para ambos os grupos o erro e a variação dos resultados foi maior em testes que demandaram maiores níveis de força. Os valores do erro absoluto na reprodução de cada um dos percentuais de força máxima para extensão e flexão do tornozelo, assim como a diferença percentual entre os grupos encontram-se na Tabela 4.3.

Tabela 4.3 – Percepção do nível de força (erro em Kgf) – diferença entre idosos e jovens.

		Idosos	Jovens	Diferença (%)
Planti-flexão	10%	1,87 ± 1,42	1,54 ± 1,08	21,43
	20%	2,59 ± 1,85	1,87 ± 1,62	38,50**
	30%	3,14 ± 3,10	4,05 ± 2,48	-22,47
Dorsi-flexão	10%	1,59 ± 2,24	1,66 ± 1,06	-4,22
	20%	2,82 ± 2,44	1,70 ± 1,10	65,88*
	30%	2,77 ± 2,87	3,29 ± 2,20	-15,81

NOTA: \* $p = 0,06$ ; \*\* $p = 0,09$ .

#### 4.3.3. Discriminação de dois pontos (DDP)

Idosos apresentaram maior limiar de discriminação de dois pontos na sola do pé ( $p \leq 0,05$ ) quando comparados aos jovens. Os resultados do teste de discriminação de dois pontos e a diferença percentual entre os grupos encontram-se na Tabela 4.4.

Tabela 4.4 – Menor distância percebida entre dois pontos – diferença entre idosos e jovens.

	Idosos	Jovens	Diferença (%)
Menor distância percebida (mm)	13,43 $\pm$ 2,62	6,19 $\pm$ 2,09	116,96*

NOTA: \* $p \leq 0,01$

#### 4.3.4. Testes de perturbação do equilíbrio (PE)

O teste de perturbação do equilíbrio foi realizado três vezes consecutivas com cada participante (PE 1, PE 2 e PE 3). No PE 1, idosos apresentaram maior deslocamento anterior do CoP do que os jovens. No PE 2, além de apresentarem maior deslocamento anterior, os idosos apresentaram maior velocidade de deslocamento anterior do CoP do que os jovens ( $p \leq 0,05$ ). No PE 3 não foram encontradas diferenças entre os grupos ( $p > 0,05$ ). O teste PE 2 foi considerado para efeitos de análise pois permite reduzir a influência da novidade e da aprendizagem que pode ter influenciado o primeiro (PE 1) e o último teste (PE3). A Tabela 4.5 mostra os resultados das 3 execuções do teste e a diferença percentual entre os grupos.

Tabela 4.5 – Teste de Perturbação do Equilíbrio – diferença entre idosos e jovens.

		Idosos	Jovens	Diferença (%)
PE 1	Deslocamento (cm)	4,05 $\pm$ 1,25	3,31 $\pm$ 0,78	22,36*
	Velocidade média (cm/s)	11,36 $\pm$ 8,56	9,87 $\pm$ 5,55	15,10
PE 2	Deslocamento (cm)	3,56 $\pm$ 0,73	3,08 $\pm$ 0,67	15,58*
	Velocidade média (cm/s)	33,62 $\pm$ 46,10	9,99 $\pm$ 6,52	236,54*
PE 3	Deslocamento (cm)	3,34 $\pm$ 0,75	2,97 $\pm$ 0,62	12,46
	Velocidade média (cm/s)	10,62 $\pm$ 5,23	9,04 $\pm$ 5,25	17,48

NOTA: \* $p \leq 0,05$

#### 4.4. CORRELAÇÃO ENTRE OS TESTES

Para avaliar a relação entre informações sensoriais e risco de quedas em idosos, somente os dados dos idosos foram analisados. Os resultados dos testes proprioceptivos (PPA, PNF e DDP) foram correlacionados com os resultados do teste de perturbação (PE).

Erros em grandes amplitudes de flexão do tornozelo apresentaram correlação com a magnitude do deslocamento anterior do CoP ( $r = 0,46$ ;  $p \leq 0,05$ ) (Figura 4.3). As variáveis de reposicionamento articular do quadril, de reprodução do nível de força e de discriminação de dois pontos na sola dos pés não apresentaram relação significativa ( $p > 0,05$ ) com o teste de perturbação do equilíbrio. Os resultados das correlações entre teste proprioceptivos e teste de perturbação do equilíbrio encontram-se na Tabela 4.6.

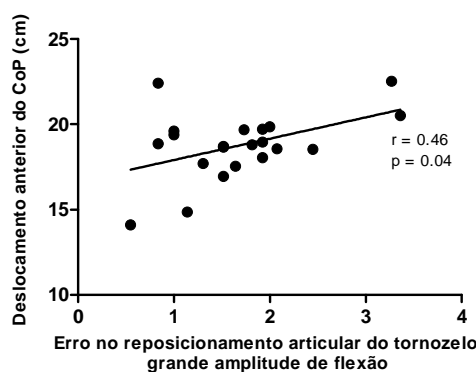


Figura 4.3 – Correlação entre erro PPA TORN G e PE desloc

Tabela 4.6 – Correlações entre testes proprioceptivos e de perturbação do equilíbrio.

			PE desloc (cm)		PE vel méd (cm/s)	
			r	p	R	p
PPA (erro em graus)	QUAD	P	-0,18	0,44	-0,07	0,76
		G	-0,23	0,31	-0,04	0,86
	TORN	P	0,21	0,36	-0,42	0,06
		G	0,46*	0,04	-0,02	0,93
PNF (erro em Kgf)	PLANTI	10%	-0,05	0,84	0,06	0,78
		20%	0,09	0,69	-0,08	0,72
		30%	-0,12	0,60	0,09	0,70
	DORSI	10%	-0,01	0,97	0,04	0,85
		20%	-0,12	0,61	-0,06	0,78
		30%	-0,32	0,16	0,26	0,26
DDP (MDP2P)			-0,01	0,98	0,40	0,08

#### 4.5. ANÁLISE DE REGRESSÃO LINEAR MÚLTIPLA

Para avaliar a contribuição das informações sensoriais no risco de quedas, somente os dados dos idosos foram utilizados nas análises de regressão. Foram analisadas quais variáveis proprioceptivas (variáveis independentes) mais contribuíram para os resultados da perturbação (variáveis dependentes).

A análise de regressão múltipla *step wise* identificou a variável PPA TORN G, como a melhor preditora da PE desloc, e explicou 21% da variância dessa variável. As variáveis de PNF planti a 30%, 20% e 10% apresentaram pequena contribuição de 9%, 6% e 5%, respectivamente ( $R^2 = 0,26$ ;  $p = 0,062$ ). A variável PE vel méd teve sua variância influenciada em 17% pela PPA TORN P, 6% pela DDP e 6% pela PNF dorsi 20% ( $R^2 = 0,17$ ;  $p = 0,111$ ). Os resultados das duas análises de regressão linear múltipla encontram-se na Tabela 4.7.

Tabela 4.7 – Análise de regressão múltipla *step wise*

Variável	Variáveis preditoras	$R^2$	$p$
PE desloc	<b>ERM = 0,17 + 0,18 (PPA TORN G) - 0,01 (PNF planti 30%) + 0,01 (PNF planti 20%) - 0,01 (PNF planti 10%)</b>	<b>0,26</b>	<b>0,062</b>
	PPA TORN G	0,21	0,036*
	PNF planti 30%	0,09	0,149
	PNF planti 20%	0,06	0,209
	PNF planti 10%	0,05	0,268
PE vel méd	<b>ERM = - 0,73 - 0,14 (PPA TORN P) + 0,28 (DDP) - 0,18 (PNF dorsi 20%)</b>	<b>0,17</b>	<b>0,111</b>
	PPA TORN P	0,17	0,061
	DDP	0,06	0,263
	PNF dorsi 20%	0,06	0,242

Nota: ERM = Equação de regressão múltipla; \* =  $p \leq 0,05$ .

## 5. DISCUSSÃO

A realização deste trabalho visou melhorar o entendimento sobre a contribuição de informações proprioceptivas para a reação postural frente a um desequilíbrio em idosos. Inicialmente, a presente seção discutirá a reprodutibilidade dos testes de discriminação de dois pontos em membros inferiores e de perturbação do equilíbrio. Em seguida, os resultados dos testes proprioceptivos e de perturbação entre idosos e jovens serão analisados e comparados. Finalmente, serão discutidos os resultados da análise de regressão a fim de identificar a contribuição dos parâmetros proprioceptivos sobre a capacidade de recuperação de equilíbrio de idosos.

### 5.1. REPRODUTIBILIDADE DOS TESTES

Testes de reprodução de nível de força e de reposicionamento articular para a avaliação da propriocepção são utilizados com maior frequência em relação ao teste de DDP e possuem sua reprodutibilidade comprovada (KIRAN *et al.*, 2010; COOPER *et al.*, 1979). Por outro lado, poucos estudos utilizaram o teste de discriminação de dois pontos na sola do pé (CARVALHO *et al.*, 2009; MELZER *et al.*, 2004). Em adição, a metodologia aplicada para avaliar a capacidade de recuperar o equilíbrio após uma perturbação postural não tem sua reprodutibilidade confirmada.

#### 5.1.1. Teste de discriminação de dois pontos na sola do pé

Testes de sensibilidade cutânea são utilizados para detectar percepção sensorial diminuída e aplicados para diagnosticar neuropatias e anormalidades da função sensorial (CARVALHO *et al.*, 2009; TAPIA *et al.*, 2010; PREMKUMAR *et al.*, 2010). A avaliação da percepção cutânea através do teste de percepção de dois pontos é frequentemente utilizada para a avaliação de membros superiores e vias aéreas em diversas populações (TAYLOR *et al.*, 2010; CHASSARD *et al.*, 1993; PREMKUMAR *et al.*, 2010; TAPIA *et al.*, 2010). Na avaliação da sensibilidade de membros inferiores, os monofilamentos de nylon e o diapasão têm sido utilizados com maior frequência (BRETAN *et al.*, 2010; SIMONEAU *et al.*, 1995; LORD *et al.*, 2003; MENZ *et al.*, 2005; PHAM *et al.*, 2000). Poucos são os estudos que utilizaram o discriminador de



dois pontos para membros inferiores, especificamente para a sola dos pés (CARVALHO *et al.*, 2009; MELZER *et al.*, 2004).

Ainda que a maioria dos estudos sobre a reprodutibilidade do teste de DDP em membros superiores tenha apresentado excelentes resultados (NOVAK *et al.*, 1993; MOBERG, 1990; DELLON *et al.*, 1987; MACKINNON e DELLON, 1985), há evidências de que os resultados do teste de DDP em membros superiores não são confiáveis em indivíduos assintomáticos (ROZENTAL *et al.*, 2000). Os estudos que utilizaram esse teste na sola do pé, apesar de relatarem resultados significativos, não apresentaram dados de reprodutibilidade (CARVALHO *et al.*, 2009; MELZER *et al.*, 2004). O presente estudo demonstrou que os resultados do teste de DDP possuem pequena variação quando repetido em um intervalo de 48h (0,71% para idosos e 1,53% para jovens), indicando que essa medida é bastante confiável quando aplicada para determinar a sensibilidade cutânea da sola do pé.

Apesar da boa reprodutibilidade do teste, os jovens apresentaram duas vezes mais variabilidade quando comparados aos idosos. Um estudo que avaliou a reprodutibilidade do teste de sensibilidade cutânea em sujeitos sem comprometimento do sistema sensorial por meio de filamentos de nylon e discriminador de dois pontos encontrou alta variação dos resultados para ambos os métodos (ROZENTAL *et al.*, 2000). É possível que, para sujeitos sem comprometimentos proprioceptivos, pequenas alterações na localização ou na pressão aplicada causem percepções diferentes, devido à boa sensibilidade. Parece que sujeitos com déficits sensoriais não são capazes de diferenciar pequenas alterações e conseqüentemente, apresentam resultados mais constantes. Devido ao bom controle dos fatores intra e inter avaliadores no presente estudo, as variações foram relativamente pequenas e as medidas podem ser consideradas reprodutíveis, independente da idade.

#### 5.1.2. Teste de perturbação do equilíbrio

Devido às degenerações decorrentes do envelhecimento, idosos apresentam diminuição do controle postural e conseqüente aumento do risco de quedas (KRAUSE *et al.*, 2006; RESENDE *et al.*, 2008; WOOLLACOTT e SHUMWAY-COOK, 2002). Testes de equilíbrio estático, normalmente realizados em posição ortostática, podem não detectar tais déficits em idosos (MELZER *et al.*, 2004). A necessidade de se estabelecer testes

mais específicos tem aumentado o número de estudos que empregam condições dinâmicas a fim de determinar a capacidade de recuperar o controle postural após uma perturbação (LEE e CHOU, 2006; PIJNAPPELS *et al.*, 2005; JENSEN, *et al.*, 2001; BRAUER *et al.*, 2008). Esses testes apresentam diferentes metodologias e alguns apresentam limitações em função da alta complexidade da tarefa, elevado risco de quedas ou alto custo do aparato utilizado. O teste utilizado no presente estudo buscou simular o deslocamento do centro de pressão após uma pequena perturbação, através de uma metodologia prática, simples e que não oferece riscos aos participantes.

A magnitude do deslocamentos anterior do CoP no teste de PE foi considerada reprodutível tanto para idosos como para jovens (variações de 4,52% para idosos e 5.09% para jovens). Por outro lado, a velocidade do deslocamento anterior apresentou elevada variação e, portanto, não apresentou boa reprodutibilidade. Logo, os resultados da velocidade de deslocamento do CoP devem ser analisados com cautela. O deslocamento do CoP pode ter sido mais estável por ser influenciado predominantemente pela magnitude da perturbação, que foi constante em todas as execuções do teste (3% da massa corporal do sujeito). Cargas maiores poderiam gerar perturbações mais significativas, porém poderiam levar à quedas. O estudo piloto apontou que cargas acima de 3% causavam perturbações que não eram bem suportadas por idosos.

A velocidade do deslocamento é influenciada pela rapidez em que o sujeito percebe e reage à perturbação e está mais sujeita a variações perceptivas. Antecipação ou tentativas em controlar a resposta à perturbação podem ter aumentado a variabilidade dos resultados. Déficits de atenção e perda de concentração decorrentes do envelhecimento (WOOLLACOTT e SHUMWAY-COOK, 2002), também podem justificar a elevada variabilidade encontrada no grupo de idosos.

## 5.2. DIFERENÇAS PROPRIOCEPTIVAS ENTRE IDOSOS E JOVENS

Nessa seção, serão discutidos os resultados dos testes de posicionamento articular, percepção do nível de força e discriminação de dois pontos. Os testes proprioceptivos utilizados no presente estudo são semelhantes aos utilizados em pesquisas que

diferenciaram idosos com e sem histórico de quedas e jovens ativos de idosos sedentários (MELZER *et al.*, 2004; FRANCO e RODACKI, 2011).

#### 5.2.1. Percepção de posicionamento articular

O teste de PPA buscou avaliar a capacidade dos sujeitos em perceber seu posicionamento corporal por meio de testes ativos, ou seja, os sujeitos controlaram a posição dos segmentos durante o teste. Ao tentar reproduzir uma posição previamente estabelecida, os idosos apresentaram média de erro maior que a dos jovens nas articulações avaliadas (quadril e tornozelo), independente da amplitude articular empregada (grande e pequena amplitude de flexão), porém essa diferença foi bastante discreta ( $p > 0,05$ ). Quando comparados jovens ativos a idosos sedentários, essa metodologia permitiu detectar diferenças significativas entre os grupos (FRANCO e RODACKI, 2011). Tais resultados são similares aos do estudo que identificou melhor PPA do joelho em idosos ativos quando comparados a idosos sedentários, além de similaridade entre os resultados de idosos ativos e jovens, através de testes de reposicionamento passivo (TSANG e HUI-CHAN, 2004). Portanto, parece que idosos sedentários possuem maiores déficits proprioceptivos do que os idosos ativos. Além disso, idosos ativos não possuem comprometimentos sensoriais suficientes para serem diferenciados dos jovens tanto em testes ativos como em testes passivos de PPA. Logo, o nível de atividade física parece desempenhar um papel importante na manutenção das funções perceptivas.

Os testes ativos de reposicionamento parecem ser mais eficazes que os testes passivos na detecção de déficits proprioceptivos em populações com comprometimentos sensoriais conhecidos. Em sujeitos que sofreram reconstrução do ligamento cruzado anterior, a diferença na propriocepção do joelho antes e após um programa de exercícios musculares só foi evidente com testes ativos de PPA. Testes de reposicionamento passivo não permitiram detectar tais diferenças (BOUËT e GAHÉRY, 2000). Maiores erros em testes de reposicionamento ativo também foram encontrados em sujeitos com entorses recorrentes de tornozelo (GROSS, 1987). Em sujeitos ativos e saudáveis, tanto testes ativos como passivos não detectam grandes discrepâncias de reposicionamento (KAMINSKI e GERLACH, 2001) e os resultados do presente estudo indicam que esse fato independe da idade, mas parece estar mais relacionado ao nível de atividade física.

Testes de reposicionamento angular passivo são menos complexos e podem não representar a real condição encontrada nas ações realizadas na vida diária, onde os segmentos devem ser intencionalmente controlados e organizados a fim de atender as demandas de interação com o meio ambiente. As ações diárias do ser humano são controladas por *feedbacks* tanto dos receptores articulares como dos receptores musculares (FATOYE *et al.*, 2009; STILLMAN, 2002), que foram contemplados no método ativo de reposicionamento articular empregado no presente estudo. Portanto, o teste ativo de PPA parece ser mais adequado para avaliações funcionais.

Os receptores articulares, fusos musculares e órgãos tendíneos são componentes importantes na determinação de informações sensoriais em tarefas motoras, principalmente na percepção de posição de um segmento (SHIELDS *et al.*, 2005; CORDO *et al.*, 2002; ENOKA, 2000). Todavia, modificações no estado funcional do músculo – decorrentes do envelhecimento – podem afetar a precisão da percepção de posição e alterar os padrões de movimento (BOUËT e GAHÉRY, 2000; LIN, 2005). Por outro lado, a prática de atividade física demanda contínuo envolvimento muscular e pode retardar os efeitos do avanço da idade sobre o tecido muscular (BICKEL *et al.*, 2010; PEREIRA *et al.*, 2008; SILVA e FARINATTI, 2007; ALVES *et al.*, 2004; HAUSDORFF *et al.*, 2001; PERSCH *et al.*, 2009). De fato, os idosos que tinham uma maior nível de atividade física (mais ativos), não apresentaram diferenças significativas na percepção de posicionamento corporal quando comparados a jovens com nível de atividade física semelhante.

Os idosos apresentaram maior dificuldade em reposicionar os membros inferiores em posições de pequena amplitude de flexão para as articulações do quadril e do tornozelo. Tem sido demonstrado que o envelhecimento causa rigidez dos tecidos que circundam as articulações, as quais são associadas às gradativas reduções na amplitude de movimento articular (CRISTOPOLISKI *et al.*, 2008; NICOLATO *et al.*, 2002). Portanto, posições de grande amplitude de flexão podem promover maior distensão dos tecidos e fornecer melhores referências para o reposicionamento dos segmentos. Assim, o erro de reposicionamento em tais amplitudes pode ser menor (FRANCO e RODACKI, 2011). A reduzida capacidade dos idosos em identificar posições dos membros inferiores em pequenas amplitudes de flexão pode ser associada a disfunções da marcha e aumento do risco de quedas, posto que idosos apresentam diminuídas amplitudes articulares durante a locomoção (CRISTOPOLISKI *et al.*, 2008; PRINCE *et*

*al.*, 1997) e no desenvolvimento de várias atividades da vida diária (SPINK *et al.*, 2011; ABATE *et al.*, 2010).

No teste de PPA, a maior diferença entre os grupos ocorreu no reposicionamento do tornozelo quando os participantes foram induzidos a uma flexão articular de pequena amplitude. Por outro lado, a menor diferença ocorreu a uma grande amplitude de flexão do tornozelo. Devido à pequena amplitude de movimento da articulação do tornozelo, as posições de grande flexão estabelecidas aproximaram-se da amplitude máxima de flexão, o que pode ter excitado mais intensamente os receptores proprioceptivos e permitido melhor percepção durante a tarefa de reposicionamento do segmento. O maior erro em posições de pequena flexão de tornozelo indica maior comprometimento dos proprioceptores e pode estar associada à maior confiança de idosos na utilização de estratégias de quadril para a recuperação do equilíbrio após perturbação postural (AMIRIDIS *et al.*, 2003).

#### 5.2.2. Percepção do nível de força (PNF)

O teste de percepção do nível de força (PNF) visou avaliar a capacidade dos sujeitos de perceber e controlar baixos níveis de contração dos músculos dorsi e planti-flexores. Idosos e jovens não apresentaram diferenças significativas em nenhum dos níveis de força testados, porém alguns dados merecem destaque. Os resultados do teste de PNF indicam uma tendência a percepção de força reduzida nos músculos envolvidos na flexão e extensão do tornozelo em cargas de 20% de 1RM em idosos ( $p = 0,06$  e  $p = 0,09$ , respectivamente). Maiores diferenças entre os coeficientes de variação dos grupos etários também foram encontradas em estudos que envolveram menores níveis de força (FRANCO e RODACKI, 2011; VAILLANCOURT *et al.*, 2002; TRACY e ENOKA, 2002). Valores de 10% da força máxima utilizados no presente estudo parecem ser muito pequenos e de difícil controle, independentemente da faixa etária. Talvez, níveis de força muito pequenos não sejam usuais em articulações que possuem elevada demanda de desenvolvimento de torque como é o caso daquelas dos membros inferiores. De fato, são poucas as atividades desempenhadas ao redor da articulação do tornozelo que requerem pequena demanda de força (NIGG *et al.*, 2010; ROBINOVITCH *et al.*, 2002).

Os órgãos tendíneos estão localizados na conexão da aponeurose de inserção com as fibras musculares e é provável que a perda de massa muscular decorrente do envelhecimento diminua a funcionalidade dessas estruturas. De fato, idosos sedentários apresentam comprometimentos na percepção do nível de força quando comparados a jovens ativos (FRANCO e RODACKI, 2011). No presente estudo, foram avaliados idosos que, por serem ativos, podem ter apresentado baixos níveis de sarcopenia e ter as funções dos órgãos tendíneos conservadas (ALVES *et al.*, 2004; SILVA e FARINATTI, 2007; HAUSDORFF *et al.*, 2001). A influência da atividade física sobre a integridade funcional muscular pode justificar a ausência de diferenças entre jovens e idosos no controle da força muscular e reforça a importância da atividade física para a integridade do sistema sensorial.

Ao analisar os resultados do teste de PNF, observa-se uma discreta tendência (não significativa) de aumento do erro em ambos os grupos nas condições em que o percentual de força foi aumentado (vide Tabela 4.3). Elevadas demandas de força (elevado percentual do máximo) possuem maior variabilidade e erro, independentemente da idade (MELLO *et al.*, 2008). É possível que a 30% da força máxima exista maior dificuldade no controle e manutenção da contração muscular para ambos os grupos e, por isso, idosos e jovens apresentaram valores de erro semelhantes nesse percentual. Esses resultados são comparáveis com o estudo de Franco e Rodacki (2011) que utilizou protocolo semelhante.

Os idosos apresentaram maior variabilidade do que os jovens em todas as variáveis do teste de percepção do nível de força. Idosos possuem maior dificuldade em controlar a produção de dado nível de força, independente da intensidade da contração muscular requisitada em vários grupos musculares (GALGANSKI *et al.*, 1993; VAILLANCOURT *et al.*, 2002). Alterações nas características e no comportamento das unidades motoras, alterações na habilidade de coordenar as contrações musculares, diminuição da força muscular, além do desuso e das mudanças naturais no sistema neuromuscular das articulações que acompanham o processo de envelhecimento podem explicar a maior variabilidade de força em idosos (MORITZ *et al.*, 2005; TRACY e ENOKA, 2002; SOSNOFF e NEWELL, 2006; VAILLANCOURT *et al.*, 2002).

A variação no controle da força descrita no presente estudo foi muito menor do que a encontrada em um estudo que utilizou o mesmo protocolo nas articulações do ombro e

do quadril (FRANCO e RODACKI, 2011). Os padrões de flutuação de força dependem do número de unidades motoras recrutadas para execução da tarefa e da interação das múltiplas características de ativação da unidade motora (TAYLOR *et al.*, 2003; MELLO *et al.*, 2008; MORAES *et al.*, 2000). Na aplicação do teste de percepção do nível de força para as articulações do ombro e do quadril, contrações de grandes grupos musculares proximais foram envolvidas. O baixo número de unidades motoras por área de seção transversa desses grupos musculares pode ter dificultado a realização de pequenos ajustes necessários para o controle da força em ambos os grupos (MORAES *et al.*, 2000). O presente estudo conseguiu minimizar as condições de variabilidade de força no teste de percepção do nível de força, utilizando menores percentuais da força máxima e contrações que envolveram grupos musculares menores.

### 5.2.3. Discriminação de dois pontos na sola do pé

Idosos apresentaram maior limiar de discriminação plantar de dois pontos do que jovens, apesar dos idosos recrutados no presente estudo serem ativos e aparentemente isentos de doenças sensoriais periféricas. A sensibilidade comprometida dos idosos pode ser comparada aos resultados de portadores de Diabetes Mellitus tipo II (CARVALHO *et al.*, 2009), avaliados com metodologia similar à utilizada no presente estudo (teste de DDP). É possível perceber que o processo de envelhecimento causa degenerações sensoriais que modificam a sensibilidade cutânea na sola do pé (WICKREMARATCHI e LLEWELYN, 2006; WU, 1998). Resultados similares são encontrados em estudos que detectaram modificações na sensibilidade cutânea da mão de idosos através do teste de DDP (VAN NES *et al.*, 2008; KANEKO *et al.*, 2005; SHIMOKATA e KUZUIA, 1995).

Alguns idosos apresentam sensibilidade cutânea mais comprometida do que sujeitos de mesma faixa etária e parecem ter risco de quedas mais elevado. O teste de DDP demonstrou que idosos com histórico de quedas apresentam maior limiar de discriminação de dois pontos na sola do pé do que aqueles que nunca sofreram quedas acidentais (MELZER *et al.*, 2004). Os impulsos aferentes dos receptores cutâneos da região plantar fornecem informações espaciais e temporais detalhadas sobre a pressão de contato do pé no solo e, além de influenciarem a manutenção da postura ereta, facilitam o controle de reações compensatórias a desequilíbrios (PERRY *et al.*, 2000).

Dessa forma, é possível perceber a importância da perda sensorial na sola dos pés em idosos e sua associação com o controle postural.

No presente estudo, a diferença entre os grupos na sensibilidade cutânea plantar foi acentuada e parece não ter sido influenciada pelo nível de atividade física dos participantes de ambos os grupos. A atividade física parece estimular os fusos musculares, órgãos tendíneos e receptores articulares, mas parece não influenciar os receptores cutâneos da sola do pé. Em adição, algumas atividades aumentam a espessura da sola dos pés em função da calosidade natural que se instala, o que diminui a sensibilidade cutânea nessa região (CHARANYA *et al.*, 2004). De fato, espessuras maiores e mais rígidas entre a sola do pé e o solo diminuem a estabilidade postural de idosos (ROBBINS *et al.*, 1992) e influencia a percepção de posicionamento corporal de jovens (SEKIZAWA *et al.*, 2001). Uma análise da capacidade de discriminação de dois pontos entre populações sedentárias de idosos e jovens pode ser atrativa para examinar o efeito da atividade física sobre a sensibilidade cutânea. Portanto, é necessário investigar qual tipo de intervenção é capaz de desenvolver a sensibilidade cutânea plantar ou retardar os efeitos do envelhecimento sobre ela.

### 5.3. DIFERENÇAS NA REAÇÃO POSTURAL FRENTE A UMA PERTURBAÇÃO DO EQUILÍBRIO ENTRE IDOSOS E JOVENS

O maior deslocamento anterior do CoP em idosos pode ter sido causado pela menor massa muscular e força (CIVM dos músculos planti flexores: idosos =  $21,46 \pm 6,25$  Kgf x jovens =  $44,04 \pm 18,94$  Kgf. CIVM dos músculos dorsi flexores: idosos =  $13,69 \pm 5,21$  Kgf x jovens =  $34,95 \pm 11,46$  Kgf) e resultado em maior dificuldade para resistir ao momento flexor causado pelo peso depositado na bandeja que era sustentada na região anterior do corpo. Diferenças na carga aplicada não explicam as diferenças entre jovens e idosos, posto que a carga foi proporcional à massa corporal dos participantes (LEE e CHOU, 2006). Assim, diferenças na capacidade muscular podem explicar mais discrepâncias entre jovens e idosos. Além disso, a menor capacidade de percepção e reação em idosos (WOOLLACOTT e SHUMWAY-COOK, 2002) também pode ter influenciado o tempo de resposta. Alterações posturais, quase sempre presentes em idosos, também podem ter contribuído visto que tendem a aumentar o deslocamento do



centro de massa que é projetado à frente, tornando-os mais propensos a desequilíbrios anteriores (QU *et al.*, 2009). A influência da menor velocidade de ativação muscular em idosos (THELEN *et al.*, 2000) sobre o deslocamento e o tempo de reversão do centro de massa após uma perturbação parece ter sido mínima, uma vez que os aspectos temporais da ativação muscular podem desempenhar um papel menor no controle do deslocamento excessivo do centro de massa após perturbações (FREITAS *et al.*, 2010).

Idosos apresentaram maior velocidade no deslocamento anterior do CoP quando comparados aos jovens. Apesar de parecer não influenciar na magnitude de deslocamento do CoP (FREITAS *et al.*, 2010), a velocidade de ativação muscular após a perturbação pode ter influenciado a velocidade de deslocamento anterior do centro de pressão. Quanto mais rápido os sujeitos iniciarem a ativação muscular e atingirem o pico de ativação, maior será a frenagem do movimento e maiores as chances de reverter o deslocamento causado pela perturbação a fim de evitar uma queda (GU *et al.*, 1996; NAKAMURA *et al.*, 2001; OKADA *et al.*, 2001; STELMACH *et al.*, 1989). É conhecido que idosos apresentam um atraso na ativação muscular, além de reduzida força e massa muscular (FREITAS *et al.*, 2010; LIN e WOOLLACOTT, 2002; MANCHESTER *et al.*, 1989; NAKAMURA *et al.*, 2001; OKADA *et al.*, 2001; STELMACH *et al.*, 1989; LEE e CHOU, 2006). Esses três fatores podem explicar o maior retardo para interromper a aceleração do deslocamento anterior do CoP e o maior desequilíbrio ântero-posterior dos idosos.

#### 5.4. CORRELAÇÃO ENTRE OS TESTES PROPRIOCEPTIVOS E O TESTE DE PE

Maiores erros no reposicionamento do tornozelo em grandes amplitudes de flexão estão relacionados com maior deslocamento anterior do CoP no teste de perturbação ( $r = 0,46$ ;  $p = 0,04$ ). Alguns estudos têm demonstrado que não existem estratégias puras de quadril para o restabelecimento do equilíbrio, uma vez que a geração de torque no tornozelo está presente durante a estratégia de quadril e esse torque aumenta com a magnitude da perturbação (RUNGE *et al.*, 1999; NASHNER e MCCOLLUN, 1985). Portanto, mesmo com predominante utilização de estratégias de quadril (LIN e LIAO, 2011), a percepção comprometida de uma flexão excessiva do tornozelo em idosos pode estar relacionada com o início de uma reação compensatória tardia para restabelecer o

equilíbrio. Ainda que discreta em idosos ativos, a degeneração das estruturas fornecedoras de informações sensoriais de um segmento (SHIELDS *et al.*, 2005; CORDO *et al.*, 2002; ENOKA, 2000) pode ter retardado a percepção e contribuído para um atraso no iniciar a resposta.

A ausência de relação entre erros no reposicionamento articular do quadril e as variáveis do teste de PE, somada à ausência de diferença no erro de reposicionamento do quadril entre idosos e jovens, corrobora com a teoria de maior degeneração sensorial em idosos em regiões distais (VRANCKEN *et al.*, 2006; WANDERLEY *et al.*, 2011). Logo, informações sensoriais vindas dos receptores do quadril parecem ser mais confiáveis, enquanto as informações vindas do tornozelo são comprometidas e estão relacionadas com as respostas posturais deficitárias em idosos. Por serem mais confiáveis, as informações do quadril não estão relacionadas com o desempenho diferenciado dos idosos no teste de PE. Isso poderia justificar a ineficiência da estratégia de tornozelo para recuperação do equilíbrio em idosos, que parece fornecer informações sensoriais mais comprometidas, e conseqüente utilização da estratégia mista de tornozelo e quadril (GATEV *et al.*, 1999; RUNGE *et al.*, 1999).

Estudos que relacionam sensibilidade cutânea e equilíbrio provaram que idosos com maiores déficits sensoriais na sola do pé possuem maior histórico de quedas (MELZER *et al.*, 2004), maior queixa de desequilíbrios, piores pontuações na Escala de Equilíbrio de Berg (BRETAN *et al.*, 2010) e maior oscilação postural na postura ereta (MENZ *et al.*, 2005). O déficit sensorial agudo, induzido por manipulação da percepção cutânea, também parece alterar o controle postural em sujeitos saudáveis (MAURITZ e DIETZ, 1980; HORAK *et al.*, 1990; MEYER *et al.*, 2004). Apesar dos resultados satisfatórios, os testes de equilíbrio utilizados nos estudos supracitados foram predominantemente estáticos ou com pouca especificidade para quedas. O presente estudo foi pioneiro em relacionar sensibilidade cutânea plantar e a capacidade de recuperar o equilíbrio após uma perturbação em idosos.

As informações sensoriais vindas dos receptores cutâneos da sola do pé contribuem para a representação espacial da postura corporal, fornecem informações sobre distribuição de peso e informam os limites da base de suporte posterior (ROLL *et al.*, 2002; PERRY *et al.*, 2001). Além disso, reflexos provenientes das informações cutâneas plantares são capazes de modificar o tempo e a trajetória de um ciclo de passo (LEE e CHOU, 2006).

Portanto, a degeneração sensorial plantar diminui e retarda a percepção do aumento de pressão na região anterior dos pés quando o corpo inclina-se à frente e idosos podem subestimar as perturbações sofridas e demorar a iniciar uma reação, inclinando-se rapidamente para frente. Somado a isso, os reflexos prejudicados em idosos podem modificar o padrão de marcha e as reações compensatórias a desequilíbrios (como um passo, por exemplo), resultando em aumento do risco de quedas nessa população (ZEHR e STEIN, 1999). Porém, o presente estudo apresentou apenas uma fraca tendência à correlação positiva entre o limiar de discriminação de dois pontos e a velocidade de deslocamento anterior do CoP em idosos ( $r = 0,40$ ;  $p \leq 0,08$ ). Isso mostra que a deterioração de receptores cutâneos da sola do pé pode associar-se à velocidade do desequilíbrio anterior, mas é possível que as informações provenientes dos receptores articulares e musculares – mais conservados do que os receptores cutâneos em idosos ativos – tenham desempenhado maior função no controle da velocidade do deslocamento anterior do CoP. A investigação em idosos sedentários pode ajudar a esclarecer essa relação.

#### 5.5. INFLUÊNCIA DA DEGENERAÇÃO DO SISTEMA PROPRIOCEPTIVO SOBRE A CAPACIDADE DE RECUPERAR O EQUILÍBRIO APÓS UMA PERTURBAÇÃO POSTURAL EM IDOSOS

Estudos que investigaram a contribuição do sistema sensorial para o controle postural em idosos encontraram que as variáveis mais importantes para a manutenção da postura ereta são sensibilidade cutânea, sensibilidade a vibração e propriocepção dos membros inferiores (LORD e MENZ, 2000; LORD e WARD, 1994; LORD *et al.*, 1991). Porém, esses testes utilizaram testes estáticos de controle do equilíbrio. Assim, o presente estudo é pioneiro na análise da contribuição da propriocepção em condições dinâmicas que visam reproduzir uma perturbação do equilíbrio.

Apesar da quantidade de possíveis preditores incluídos nos modelos de regressão, grande parte da variação nas respostas a uma perturbação ântero-posterior do equilíbrio permanece não contabilizada. Erros na percepção de nível de força, de posicionamento articular e no teste de discriminação de dois pontos na sola dos pés foram fracos preditores da velocidade do deslocamento anterior do CoP. Na magnitude do

deslocamento anterior, a quantidade de variância explicada por erros no reposicionamento do tornozelo em grandes amplitudes de flexão foi consideravelmente maior (21%), somada à mínima contribuição de erros de reprodução de 30%, 20% e 10% da força máxima dos dorsi-flexores (9%, 6% e 5%, respectivamente). Isso indica que as informações sensoriais vindas do tornozelo podem ter maior influência na resposta à perturbação.

Estudos têm indicado que a sensibilidade cutânea plantar possui relação com oscilações posturais em situações estáveis e levemente desafiadoras (MENZ *et al.*, 2005; MAURITZ e DIETZ, 1980; HORAK *et al.*, 1990; MEYER *et al.*, 2004). Em adição, o presente estudo mostrou uma tendência de que maiores limiares de detecção de dois pontos na sola do pé de idosos estão relacionados com maior velocidade de deslocamento anterior do CoP. Entretanto, a capacidade de discriminação de dois pontos não foi considerada preditora das respostas posturais de idosos após uma perturbação. Dentre as variáveis proprioceptivas avaliadas no presente estudo, a sensibilidade cutânea plantar foi a que apresentou maior degeneração em idosos. Portanto, é possível que, para compensar tal comprometimento, idosos utilizaram predominantemente as informações de comprometimento moderado, como as do tornozelo, ou as mais íntegras, como as do quadril.

Ao avaliar a influência proprioceptiva sobre as respostas posturais de idosos a desequilíbrios ântero-posteriores, a propriocepção do tornozelo foi a variável de maior influência. A interferência de características do tornozelo na capacidade de recuperar o equilíbrio em idosos tem sido relatada em outros estudos (WALSH *et al.*, 2001; TOLEDO e BARELA, 2010). Os resultados do presente estudo corroboram com os achados de Toledo e Barela (2010) no qual a percepção de posicionamento articular passivo do joelho e tornozelo foram os únicos preditores da oscilação postural ântero-posterior durante a postura ereta em semi-tandem de idosos. No presente estudo, a contribuição do tornozelo pode ter sido moderada devido à possível utilização da estratégia mista de tornozelo e quadril para a recuperação do equilíbrio (GATEV *et al.*, 1999; RUNGE *et al.*, 1999). É provável que a manutenção da capacidade proprioceptiva dos receptores sensoriais do quadril em idosos ativos tenha compensado os déficits sensoriais em idosos. Logo, espera-se que idosos sedentários – que apresentam deteriorações sensoriais na articulação do quadril quando comparados a jovens (FRANCO e RODACKI, 2011) –, apresentem oscilações do CoP de maior amplitude e

velocidade após uma perturbação postural. Tal premissa indica a importância da prática de atividade física para a manutenção da função proprioceptiva de idosos e conseqüente melhora nas respostas posturais a desequilíbrios nessa população.

O preditor das respostas posturais à perturbação relacionados à percepção de posicionamento articular (PPA TORN G) parece ser potencialmente modificável através da atividade física (FRIEMERT *et al.*, 2006; BOUËT e GAHÉRY, 2000). Os efeitos de programas de exercícios na percepção de força não são conhecidos. Contudo, o trabalho muscular decorrente da atividade física pode estimular os órgãos tendíneos e melhorar a percepção, a qual pode permitir melhor reprodução de determinados níveis de força. Assim, intervenções que estimulem a percepção de posicionamento/movimentação e de força, sobretudo na articulação do tornozelo, podem melhorar as respostas a perturbações do equilíbrio e diminuir o risco de quedas em idosos. Estudos longitudinais que incluam programas de atividade física são necessários para determinar seu impacto sobre a propriocepção.

## 6 CONCLUSÃO

Os testes de discriminação de dois pontos na sola dos pés e de perturbação do equilíbrio foram considerados reprodutíveis e confiáveis para a avaliação de jovens e idosos ativos. Entretanto, a hipótese  $H_1$  foi parcialmente aceita, uma vez que os resultados da velocidade de deslocamento do CoP no teste de PE apresentaram maior variação e, portanto, devem ser analisados com cautela.

Os resultados dos testes de percepção de posicionamento articular e de percepção de nível de força não indicam degenerações proprioceptivas em idosos ativos. Contudo, o limiar de discriminação de dois pontos na sola dos pés é maior em idosos do que em jovens ativos, o que leva a aceitação parcial da hipótese  $H_2$ . Parece que a atividade física retarda os efeitos do envelhecimento sobre os proprioceptores musculares e articulares, mas não possui influência sobre os receptores cutâneos. Mais estudos sobre a influência da atividade física e outras intervenções sobre a sensibilidade cutânea plantar são necessários.

A capacidade proprioceptiva de idosos ativos parece influenciar a reação postural frente a uma perturbação do equilíbrio. Porém, algumas variáveis proprioceptivas não apresentam relação com as respostas do CoP após o desequilíbrio e provavelmente sua degeneração não é um fator que agrava diretamente o risco de quedas em idosos ativos. Portanto, a hipótese  $H_3$  foi parcialmente confirmada. Finalmente, quando investigada a contribuição relativa das variáveis proprioceptivas para a recuperação do equilíbrio, foi verificado que a percepção de posicionamento do tornozelo e a percepção do nível de força dos músculos dorsi-flexores são os fatores que mais contribuem para um restabelecimento deficitário do controle postural em idosos. Contudo, essa contribuição é fraca, o que leva a rejeitar a hipótese  $H_4$ . Resultados complementares e mais específicos podem ser alcançados ao associar análises eletromiográficas e cinemáticas ao teste de perturbação do equilíbrio.

Com o presente estudo é possível concluir que a propriocepção influencia moderadamente as respostas posturais de idosos ativos frente a perturbações ântero-posteriores do equilíbrio e que as regiões dos pés e tornozelos fornecem as informações mais relevantes para essa tarefa. A atividade física parece retardar a degeneração de receptores articulares e musculares de idosos, mas a associação entre atividade física e

sensibilidade cutânea plantar ainda não está esclarecida. A prática de atividades sistematizadas que estimulem os proprioceptores, especialmente ao redor do tornozelo, podem melhorar as respostas posturais de idosos. Mais estudos são necessários para identificar qual intervenção é capaz de desenvolver ou conservar a sensibilidade cutânea plantar.

## REFERÊNCIAS

- ABATE, M.; SCHIAVONE, C.; PELOTTI, P.; SALINI, V. Limited joint mobility in diabetes and ageing: recent advances in pathogenesis and therapy. **International Journal of Immunopathology and Pharmacology**, v. 23, n. 4, p. 997-1003, 2010.
- ALFIERI, F. M. Distribuição da pressão plantar em idosos após intervenção proprioceptiva. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v.10, n.2, p. 137-142, 2008.
- ALLUM, J. H. H.; BLOEM, B. R.; CARPENTER, M. G.; HULLIGER, M.; HAPERS-ALGRA, M. Proprioceptive control of posture: a review of new concepts. **Gait and Posture**, v.8, p. 214-242, jun. 1998.
- ALVES, R. V.; MOTA, J.; COSTA, M. da C.; ALVES, J. G. B. Aptidão física relacionada à saúde de idosos: influência da Hidroginástica. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v.10, n.1, p. 38-43, jan/fev. 2004.
- American Geriatrics Society (AGS). Guideline for the prevention of falls in older persons. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 49, n. 5, p. 664-672, 2001.
- AMIRIDIS, I. G.; HATZITAKI, V.; ARABATZI, F. Age-induced modifications of static postural in humans. **Neuroscience Letter**, v. 350, n. 3, p. 137-140, 2003.
- ARUIN, A. S.; LATASH, M. L. Anticipatory postural adjustments during selfinitiated perturbations of different magnitude triggered by a standard motor action. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 101, p. 497-503, 1996.
- ARUIN, A. S.; SHIRATORI, T.; LATASH, M. L. The role of action in preparation for loading and unloading in standing. **Experimental Brain Research**, v.138, p. 458-466, 2001.
- AQUINO, C. F.; VIANA, S. O.; FONSECA, S. T.; BRICIO, R. S.; VAZ, D. V. Mecanismos neuromusculares de controle da estabilidade articular. **Revista Brasileira de Ciência e Movimento**, n.12, v.2, p. 35-42, 2004.
- BARAK, Y.; WAGENAAR, R. C.; HOLT, K. G. Gait characteristics of elderly people with a history of falls: a dynamic approach. **Physical Therapy**, v. 86, n. 11, p. 1501-1510, 2006.
- BARELA, J. A. *Development of postural control: the coupling between somatosensory information and body sway*. 1997. 352f. Tese (Doctor of Philosophy) - College Park, University of Maryland, Maryland, 1997.
- BARRACK, R. L.; SKINNER, H. B. The sensory function of knee ligaments. In: DANIEL, D. M.; AKESON, W. H.; OCONNOR, J. J. **Knee ligaments: structure, function, injury, and repair**, Raven Press, New York, p. 95-114, 1990.
- BARRACK, R. L.; LUND, P. J.; SKINNER, H. B. Knee joint proprioception revisited. **Journal of Sport Rehabilitation** v. 3, p. 18-42, 1994.



BASTIAN, H. C. The muscular sense: its nature and cortical localization. **Brain**, v. 10, p. 1-88, 1887.

BELL, C. On the nervous circle which connects the voluntary muscles with the brain. **Philosophical Transactions of the Royal Society**, v. 116, p. 163-173, 1826 (citado por Jones, 1972, *op cit*, p. 299).

BICKEL, C. S.; CROSS, J. M.; BAMMAM, M. M. Exercise dosing to retain resistance training adaptation in young and older adults. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, dec. 2010.

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

BOUËT, V.; GAHÉRY, Y. Muscular exercise improves knee position sense in humans. **Neuroscience Letters**, v.289, p. 143-146, 2000.

BRAUER, S. G.; NEROS, C.; WOOLLACOTT, M. Balance control in the elderly: do Masters athletes show more efficient balance responses than healthy older adults? **Aging Clinical and Experimental Research**, v. 20, n. 5, p. 406-411, 2008.

BRAUER, S. G.; BURNS, Y. R.; GALLEY, P. A prospective study of laboratory and clinical measures of postural stability to predict community-dwelling fallers. **Journal of Gerontology**, v. 55A, n. 8, p. M469-M476, 2000.

BRETAN, O.; PINHEIRO, R. M.; CORRENTE, J. E. Avaliação funcional do equilíbrio e da sensibilidade cutânea plantar de idosos moradores da comunidade. **Brazilian Journal of Otorhinolaryngol**, v. 76, n. 2, p. 219-224, 2010.

BRUMAGNE, S.; CORDO, P.; VERSCHUEREN, S. Proprioceptive weighting changes in persons with low back pain and elderly persons during upright standing. **Neuroscience Letters**, v.336, p. 63-66, 2004.

CARTER, N. D.; KANNUS, P.; KHAN, K. M. Exercise in the prevention of falls in older people. **Sports Medicine**, v. 31, n. 6, p. 427-438, 2001.

CARVALHO, V. F.; FERREIRA, M. C.; VIEIRA, S. A. T.; UEDA, T. Limiar de sensibilidade cutânea dos pés em pacientes diabéticos através do pressure specified sensory device: uma avaliação da neuropatia. **Revista da Associação Médica Brasileira**, v. 55, n. 1, p. 29-34, 2009.

CENSO 2000: **Perfil dos Idosos**. Informe de Previdência Social, n. 9, v.14, Setembro, 2002.

CHARANYA, G.; PATIL, K. M.; THOMAS, V. J.; NARAYANAMURTHY, V. B.; PARIVALAVAN, R.; VISVANATH, K. Standing foot pressure image analysis for variations in foot sole soft tissue properties and levels of diabetic neuropathy. **ITBM-RBM**, v. 25, n. 1, p. 23-33, 2004.

CHASSARD, M.; PHAM, E.; COMTET, J. J. Two-point discrimination tests versus functional sensory recovery in both median and ulnar nerve complete transections. **The Journal of Hand Surgery**, v. 18B, n. 6, p. 790-796, 1993.

CLAPP, S.; WING, A. M. Light touch contribution to balance in normal bipedal stance. **Experimental Brain Research**, v. 125, p. 521-524, 1999.

CLARK, F. J.; HORCH, K. W. **Kinaesthesia**. In: BOFF, K. R.; KAUFMAN, L.; THOMAS, J. P. Handbook of Perception and Human Performance, New York, v. 13, p.1-13, 1986.

COHEN, H. **Neurociências para Fisioterapeutas**. 2ª Ed. Manole: São Paulo, 2001.

COLLINS, J. J.; DE LUCA, C. J.; BURROWS, A.; LIPSITZ, L. A. Age-related changes in open-loop and closed-loop postural control mechanisms. **Experimental Brain Research**, v. 104, p. 480-492, 1995.

COOPER, D. F.; GRIMBY, G.; JONES, D. A.; EDWARDS, R. H. T. Perception of effort in isometric and dynamic muscular contraction. **European Journal of Applied Physiology**, v. 41, p. 173-180, 1979.

CORDO, P. J.; FLORES-VIEIRA, C.; VERSCHUEREN, S. M. P.; INGLIS, J. T.; GURFINKEL, V. Position sensitivity of human muscle spindles: single afferent and population representations. **Journal of Neurophysiology**, v.87, p. 1186-1195, mar. 2002.

CRISTOPOLISKI, F.; SARRAF, T. A.; DEZAN, V. H.; PROVENSÍ, C. L. G.; RODACKI, A. L. F. Efeito transiente de exercícios de flexibilidade na articulação do quadril sobre a marcha de idosos. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 14, n. 2, p. 139-144, 2008.

DELLON, A. L.; MACKINNON, S. E.; MCDONALD, C. P. Reliability of two-point discrimination measurements. **Journal of Hand Surgery**, v. 12a, p. 693-696, 1987.

DIENER, H. C.; HORAK, F. B.; NASHNER, L. M. Influence of stimulus parameters on human postural responses. **Journal of Neurophysiology**, v. 59, n. 6, p.1888-1905, 1988.

DIJKERMAN, H. C.; HAAN, E. H. F. de. Somatosensory processes subserving perception and action. **Behavioral and Brain Sciences**, v.30, n.2, p. 189-239, 2007.

DOVER, G.; POWERS, M. E. Reliability of joint position sense and force-reproduction measures during internal and external rotation of the shoulder. **Journal of Athletic Training**, v.38, n.4, p. 304-310, dec. 2003.

DUARTE, M.; FREITAS, S. M. S. F. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 14, n. 3, p. 183-192, 2010.

ENOKA, R. M. **Neuromechanical Basis of Kinesiology**. 2<sup>nd</sup> ed. Human Kinetics, Champaign, Illinois, US, 2000.

ERA, P.; JOKELA, J.; SUOMINEN, H.; HEIKKINEN, E. Correlates of vibrotactile thresholds in men of different ages. **Acta Neurologica Scandinavica**, v. 74, p. 210-217, 1986.

FARINATTI, P. T. V. Teorias biológicas do envelhecimento: do genético ao estocástico. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, São Paulo, v. 8, n. 4, p. 129-138, 2002.

FATOYE, F.; PALMER, S.; MACMILLAN, F.; ROWE, P.; VAN DER LINDEN, M. Proprioception and muscle torque deficits in children with hypermobility syndrome. **Rheumatology**, v.48, p. 152-157, dec. 2009.

FOREMAN, T. K.; LINGE, K. The importance of heel compression in the measurement of diurnal stature variation. **Applied Ergonomics**, v. 20, n. 4, p. 299-300, 1989.

FRANCO, P. G. ; RODACKI, A. L. F. . Percepção de Posicionamento Articular e do Nível de Força em Sujeitos Idosos e Jovens. **Revista da Educação Física/UEM**, 2011.

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**, 2010, doi:10.1016/j.jelekin.2009.11.009

FREITAS, P. B. de; MARKOVIC, G.; KRISHNAN, V.; JARIC, S. Force coordination in static manipulation: discerning the contribution of muscle synergies and cutaneous afferents. **Neuroscience Letters**, v.434, p. 234-239, 2008.

FREITAS JUNIOR, P.B. **Características comportamentais do controle postural de jovens, adultos e idosos**. 2003. 131f. Dissertação (Mestrado em Ciências da Motricidade) – Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista, Rio Claro, 2003.

FRIEMERT, B.; BACH, C.; SCHWARZ, W.; GERNGROSS, H.; SCHMIDT, R. Benefits of active motion for joint position sense. **Knee Surgery and Sport Traumatology Arthroscopy**, v. 14, p. 564-570, 2006.

FUCHS, V.R. The Future of Health Economics. **NBER working papers series**. Working paper 7379, Oct 1999. Disponível em: <<http://www.nber.org/papers/w7379>>, Acesso em 20 de junho de 2010.

FUKUOKA, Y.; NAGATA, T.; ISHIDA, A.; MINAMITANI, H. Characteristics of somatosensory feedback in postural control during standing. **IEEE Transaction on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 9, n. 2, p. 145-153, 2001.

GALGANSKI, M. E.; FUGLEVAND, A. J.; ENOKA, R. M. Reduced control of motor output in a human hand muscle of elderly subjects during submaximal contractions. **Journal of Neurophysiology**, v. 69, p. 2108-2115, 1993.

GARCIA, R.; LEME, M. D.; LEME, L. E. G. Evolution of Brazilian elderly with hip fracture secondary to a fall. **Clinics**, v. 61, n. 6, p. 539-544, 2006.

GARDNER, E. P.; MARTIN, J. H.; JESSELL, T. M. **The bodily senses**. In: KANDEL, E. R.; SCHWARZ, J. H.; JESSELL, T. M. Principles of neural science, McGraw Hill, New York, 4<sup>a</sup> ed, p. 430-450, 2000.

GARRIDO, R.; MENEZES, P. R. O Brasil está envelhecendo: boas e más notícias por uma perspectiva epidemiológica. **Revista Brasileira de Psiquiatria**, v. 24, p. 3-6, 2002.

GATEV, P.; THOMAS, S.; KEPPLER, T.; HALLETT, M. Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. **Journal of Physiology**, Cambridge, v. 514, n. 3, p. 915-928, 1999.

GAUCHARD, G. C.; JEANDEL, C.; TESSIER, A.; PERRIN, P. P. Beneficial effect of proprioceptive physical activities on balance control in elderly human subjects. **Neuroscience Letters**, v. 273, p. 81-84, 1999.

GAY, A.; HARBST, K.; KAUFMAN, K. R.; HANSEN, D. K.; LASKOWSKI, E. R.; BERGER, R. A. New method of measuring wrist joint position sense avoiding cutaneous and visual inputs. **Journal of Neuroengineering and Rehabilitation**, v.7 n.5, 2010.

GHEZ, C. Posture. In: KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSEL, T. M. **Principles of Neural Science**, Norwalk: Appleton & Longe, 3a. ed, p. 596-608, 1991

GOBLE, D. J.; COXON, J. P.; WENDEROTH, N.; VAN IMPE, A.; SWINNEN, S. P. Proprioceptive sensibility in the elderly: degeneration, functional consequences and plastic-adaptive processes. **Neuroscience and Biobehavioral Reviews**, 2008.

GODOI, D.; BARELA, J. A. Mecanismos de ajustes posturais feedback e feedforward em idosos. **Revista Brasileira de Ciências do Esporte**, v.23, n.3, p. 9-22, mai. 2002.

GROSS, M. T. Effects of recurrent ankle sprains on active and passive judgments of joint position. **Physical Therapy**, v. 67, p. 1505-1509, 1987.

GU, M. J.; SCHULTZ, A. B.; SHEPARD, N. T.; ALEXANDER, N. B. Postural control in young and elderly adults when stance is perturbed: dynamics. **Journal of Biomechanics**, v. 29, n. 3, p. 319-329, 1996.

HAGEMAN, P. A.; LEIBOWITZ, J. M.; BLANKE, D. Age and gender effects on postural control measures. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 76, p. 961-965, 1995.

HASAN, Z.; STUART, D. G. Animal solutions to problems of movement control: the role of proprioceptors. **Annual Review of Neurosciences**, v. 11, p. 199-223, 1988.

HAUSDORFF, J. M.; NELSON, M. E.; KALITON, D.; LAYNE, J. E.; BERNSTEIN, M. J.; NUERNBERGER, A.; SINGH, M. A. F. Etiology and modification of gait

instability in older adults: a randomized controlled trial of exercise. **Journal of Applied Physiology**, v. 90, p. 2117-2129, 2001.

HAY, L.; REDON, C. Feedforward versus feedback control in children and adults subjected a postural disturbance. **Experimental Brain Research**, v.125, p.153-162, 1999.

HAY, L.; BARD, C.; FLEURY, M.; TEASDALE, N. Availability of visual and proprioceptive afferent messages and postural control in elderly adults. **Experimental Brain Research**, v. 108, p. 129-139, 1996.

HORAK, F. B.; MACPHERSON, J. M. Postural orientation and equilibrium. In: ROWELL, L. B.; SHERPHERD, J. T. **Handbook of physiology**: a critical, comprehensive presentation of physiological knowledge and concepts. New York: Oxford American Physiological Society, p. 255-292, 1996.

HORAK, F. B.; NASHNER, L. M.; DIENER, H. C. Influence of central set on human postural responses. **Journal of Neurophysiology**, v. 62, n. 4, p. 841-853, 1990.

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

HORAK, F. B.; NASHNER, L. M. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. **Journal of Neurophysiology**, v. 55, n. 6, p. 1369-1381, 1986.

HURLEY, M. V.; REES, J.; NEWHAN, D. J. Quadriceps function, proprioceptive acuity and functional performance in healthy young, middle-aged and elderly subjects. **Age and Ageing**, v. 27, p. 55-62, 1998.

INGLIS, T.; HORAK, F. B.; SHUPERT, C. L.; JONES-RYCEWICZ, C. The importance of somatosensory information in triggering and scaling automatic postural responses in humans. **Experimental Brain Research**, v. 101, p. 159-164, 1994.

INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA. **Perfil dos idosos responsáveis pelos domicílios no Brasil**. Estudos e Pesquisas – Informação demográfica e socioeconômica, v.9, 2000. Disponível em: <http://www.ibge.gov.br>. Acessado em março de 2010.

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.

KAMINSKI, T. W.; PERRIN, D. H. Effect of prophylactic knee bracing on balance and joint position sense. **Journal of Athletic Training**, v. 31, p. 131-136, 1996.

KAMINSKI, T. W.; GERLACH, T. M. The effect of tape and neoprene ankle supports on ankle joint position sense. **Physical Therapy in Sport**, v. 2, p. 132-140, 2001.

KANEKO, A.; ASAI, N.; KANDA, T. The influence of age on pressure perception of static and moving two-point discrimination in normal subjects. **Journal of Hand Therapy**, v. 18, p. 421-425, 2005.

KAPLAN, F. S.; NIXON, J. E.; REITZ, M.; RINDFLEISH, L.; TUCKER, J. Age related changes in proprioception and sensation of joint position. **Acta Orthopaedica Scandinavica**, v. 56, p. 72-74, 1985.

KAVOUNOUDIAS, A.; ROLL, R.; ROLL, J. P. Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. **Journal of Physiology**, v. 523, p. 869-878, 2001.

KIRAN, D.; CARLSON, M.; MEDRANO, D.; SMITH, D. R. Correlation of three different knee joint position sense measures. **Physical Therapy in Sport**, v. 11, p. 81-85, 2010.

KRAUSE, M. P.; BUZZACHERA, C. F.; HALLAGE, T.; SANTOS, E. C. R.; SILVA, S. G. Alterações morfológicas relacionadas à idade em mulheres idosas. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v. 8, n. 2, p. 73-77, 2006.

LACKNER, J. R.; RABIN, E.; DIZIO, P. Fingertip contact suppresses the destabilizing influence of leg muscle vibration. **Journal of Neurophysiology**, v. 84, p. 2217-2224, 2000.

LEE, H. J.; CHOU, L. S. Detection of gait instability using the center of mass and center of pressure inclination angles. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 87, p. 569-575, 2006.

LEPHART, S. M.; PINCIVERO, D. M.; GIRALDO, J. L.; FU, F. H. The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. **The American Journal of Sports Medicine**, v.25, p. 130-137, 1997.

LIMA-COSTA, M. F.; VERAS, R. Saúde pública e envelhecimento. **Caderno de Saúde Pública**, v. 19, n. 3, p. 700-701, 2003.

LIN, S.; WOOLLACOTT, M. H. Postural Muscle responses following changing balance threats in young, stable older, and unstable older adults. **Journal of Motor Behavior**, v. 34, n. 1, p. 37-44, 2002.

LIN, S-I. Motor function and joint position sense in relation to gait performance in chronic stroke patients. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.86, p. 197-203, feb. 2005.

LIN, S. I.; LIAO, C. F. Age-related changes in the performance of forward reach. **Gait and Posture**, v. 33, n. 1, p. 18-22, 2011.

LIU-AMBROSE, T.; TAUNTON, J. E.; MACINTYRE, D.; MCCONKEY, P.; KHAN, K. M. The effects of proprioceptive or strength training on the neuromuscular function of the ACL reconstructed knee: a randomized clinical trial. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v.13, p. 115-123, 2003.

- LÖNN, J.; CRENSHAW, A. G.; DJUPSJÖBACKA, M.; PEDERSEN, J.; JOHANSSON, H. Position sense testing: influence of starting position and type of displacement. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.81, p. 592-597, may 2000.
- LORD, S. R.; MENZ, H. B.; TIEDEMANN, A. A physiological profile approach to falls risk assessment and prevention. **Physical Therapy**, v. 83, n. 3, p. 452-460, 2003.
- LORD, S. R.; MENZ, H. B. Visual contributions to postural stability in older adults. **Gerontology**, v. 46, n. 6, p. 306-310, 2000.
- LORD, S. R.; WARD, J. A. Age-associated differences in sensori-motor function and balance in community dwelling women. **Age Ageing**, v. 23, n.6, p. 452-460, 1994.
- LORD, S. R.; CLARK, R. D.; WEBSTER, I. W. Postural stability and associated physiological factors in a population of aged persons. **Journal of Gerontology**, v. 46, n. 3, p. M69-76, 1991.
- LUNDBORG, G.; ROSÉN, B. The two-point discrimination test: time for a re-appraisal? **The Journal of Hand Surgery** (British and European Volume), v.29B, n.5, p. 418-422, oct. 2004.
- MACIEL, A. C. C.; GUERRA, Ricardo Oliveira. Prevalência e fatores associados ao déficit de equilíbrio em idosos. In: Revista Brasileira de Ciência e Movimento, 13, 2005, p. 37 – 44.
- MACKINNON, S. E.; DELLON, A. L. Two-point discrimination tester. **Journal of Hand Surgery**, v. 10a, p. 906-907, 1985.
- MAKI, B. E.; HOLLIDAY, P. J.; FERNIE, G. R. Aging and postural control: a comparison of spontaneous- and induced-sway balance tests. **Journal of American Geriatrics Society**, v. 38, n. 1, p. 1-9, 1990.
- MAKI, B. E.; MCILROY, W. E. Postural control in the older adult. **Clinics in Geriatric Medicine**, v. 12, n. 4, p. 635-658, 1996.
- MANCHESTER, D.; WOOLLACOTT, M.; ZEDERBAUERHYLTON, N.; MARIN, O. Visual, vestibular and somatosensory contributions to balance control in the older adult. **The Journals of Gerontology**, v. 44, n. 4, p. 118-127, 1989.
- MARKOVIC, G.; MIKULIC, P. Neuro-musculoskeletal and performance adaptations to lower-extremity plyometric training. **Sports Medicine**, v. 40, n. 10, p. 859-895, 2010.
- MARTIMBIANCO, A. L. C.; POLACHINI, L. O.; CHAMLIAN, T. R.; MASIERO, D. Efeitos da propriocepção no processo de reabilitação das fraturas de quadril. **Acta Ortopédica Brasileira**, v.16, n.2, p. 112-116, 2008.
- MAURITZ, K. H.; DIETZ, V. Characteristics of postural instability induced by ischemic blocking of leg afferents. **Experimental Brain Research**, v. 28, p. 117-119, 1980.

MAZO, G. Z.; LIPOSCKI, D. B.; ANANDA, C.; PREVÊ, D. Condições de saúde, incidência de quedas e nível de atividade física dos idosos. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 11, n. 6, p. 437-442, 2007.

MCCLOSKEY, D. I. Kinaesthetic sensibility. **Physiological Reviews**, v. 58, p. 763-820, 1978.

MELLO, E. M.; MIQUELETI, S. A.; KOHN, A. F. Análise da variabilidade da força exercida isometricamente pelo tríceps sural. In: CBEB2008 - XXI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Salvador, 2008. **Anais do XXI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica**, p. 78-83, 2008.

MELZER, I.; BENJUYA, N.; KAPLANSKI, J. Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. **Age and Ageing**, v.33, n.6, p. 602-606, 2004.

MELZER, I.; ELBAR, O.; TSEDEK, I.; ODDSSON, L. A water-based training program that include perturbation exercises to improve stepping responses in older adults: study protocol for a randomized controlled cross-over trial. **BMC Geriatrics**, v.8, n.19, 2008.

MENZ, H. B.; MORRIS, M. E.; LORD, S. R. Foot and ankle characteristics associated with impaired balance and functional ability in older people. **Journal of Gerontology**, v. 60a., n. 12, p. 1546-1552, 2005.

MEYER, P. F.; ODDSSON, L. I. E.; DE LUCA, C. J. The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. **Experimental Brain Research**, v.156, p. 505-512, 2004.

MOBERG, E. Two-point discrimination test a valuable part of hand surgical rehabilitation in tetraplegia. **Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 22, p. 127-134, 1990.

MORAES, R. de; DECASTRO, E. M.; SCHULLER, J. Efeito da experiência atlética e de diferentes grupos musculares na percepção de força. **Revista Motriz**, v. 6, n. 1, p. 17-26, 2000.

MORITZ, C. T.; BARRY, B. K.; PASCOE, M. A.; ENOKA, R. M. Discharge rate variability influences the variation in force fluctuations across the working range of a hand muscle. **Journal of Neurophysiology**, v. 93, p. 2449-2459, 2005.

MOYLAN, K. D.; BINDER, E. F. Falls in older adults: risk assessment, management and prevention. **The American Journal of Medicine**, v. 120, p. 493-497, 2007.

NAKAMURA, H.; TSUCHIDA, T.; MANO, Y. The assessment of posture control in the elderly using the displacement of the center of pressure after forward platform translation. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 11, n. 6, p. 395-403, 2001.



NASHNER, L.; MCCOLLUM, G. The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis. **Behavioral and Brain Sciences**, v. 8, p. 135-172, 1985.

NASHNER, L. M. Analysis of stance posture in humans. In: TOWE, A. L.; LUSCHEI, E. S., **Handbook of Behavioral Neurology**, New York: Plenum, v. 5, p. 527-565, 1981.

NEWELL, K. M.; SLOBOUNOV, S. M.; SLOBOUNOVA, B. S.; MOLENAAR, P. C. M. Short-term non-stationarity and the development of postural control. **Gait and Posture**, v. 6, p. 56-62, 1997.

NICOLATO, E.; FARACE, P.; ASPERIO, R. M.; MARZOLA, P.; LUNATI, E.; SBARBATI, A.; OSCULATI, F. Dynamic contrast-enhanced magnetic resonance imaging of the sarcopenic muscle. **BMC Medical Imaging**, v. 2, 2002. Disponível em: <http://www.biomedcentral.com/1471-2342/2/2>. Acessado em junho de 2010.

NIGG, B. M.; TECANTE, K. E.; FEDEROLF, P.; LANDRY, S. C. Gender differences in lower extremity gait biomechanics during walking using unstable shoe. **Clinical Biomechanics**, v. 25, p. 1047-1052, 2010.

NORTH COAST TOUCH-TEST. **Two-Point Discriminator Instructions Manual**. North Coast Medical, Inc., 2006.

NOVAK, C. B.; MACKINNON, S. E.; WILLIAMS, J. I.; KELLY, L. Establishment of reliability in the evaluation of hand sensibility. **Plastic and Reconstructive Surgery**, v. 92, n. 2, p. 311-322, 1993.

OIE, K. S.; KIEMEL, T.; JEKA, J. J. Multisensory fusion: simultaneous reweighting of vision and touch for control of human posture. **Cognitive Brain Research**, v. 14, p. 164-176, 2002.

OKADA, S.; HIRAKAWA, K.; YOSHIHIRO, T.; TAKADA, Y.; KINOSHITA, H. Age-related differences in postural control in humans in response to a supEN deceleration generated by postural disturbance. **European Journal of Applied Physiology**, v. 85, n. 1-2, p. 10-18, 2001.

ORGANIZAÇÃO DAS NAÇÕES UNIDAS (ONU). World population ageing. **Economic & Social Affairs**, United Nations, New York, 2009.

PEIXOTO, S. V.; GIATTI, L.; AFRADIQUE, M. E.; LIMA-COSTA, M. F. Custo das internações hospitalares entre idosos brasileiros no âmbito do Sistema Único de Saúde. **Epidemiologia e Serviços de Saúde**, v.13, n.4, p. 239-246, out/dez. 2004.

PEREIRA, M. M.; OLIVEIRA, R. J.; SILVA, M. A. F.; SOUZA, L. H. R.; VIANNA, L. G. Efeitos do Tai Chi Chuan na força dos músculos extensores dos joelhos e no equilíbrio em idosos. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 12, n. 2, p. 121-126, 2008.

PERRY, S. D.; SANTOS, L. C.; PATLA, A. E. Contribution of vision and cutaneous sensation to the control of centre of mass (COM) during gait termination. **Brain Research**, v. 913, p. 27-34, 2001.

PERRY, S. D.; MCILROY, W. E.; MAKI, B. E. The role of plantar cutaneous mechanoreceptor in the control of compensatory stepping reactions evoked by unpredictable, multi-directional perturbation. **Brain Research**, v. 877, p. 401-405, 2000.

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

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

PETERKA, R. J.; BLACK, F. O. Age-related changes in human posture control: motor coordination tests. **Journal of Vestibular Research**, v. 1, p. 87-96, 1990.

PETRELLA, R. J.; LATTANZIO, P. J.; NELSON, M. G. Effect of age and activity on knee joint proprioception. **American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 76, n. 3, p. 235-241, 1997.

PHAM, H.; ARMSTRONG, D. G.; HARVEY, C. Screening techniques to identify people at high risk for diabetic foot ulceration. **Diabetes Care**, v. 23, p. 606-611, 2000.

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

PIJNAPPELS, M.; REEVES, N. D.; MAGANARIS, C. N.; DIEËN, J. H. V. 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, p. 188-196, 2008.

PREMKUMAR, S.; AVATHVADI VENKATESAN, S.; RANGACHARI, S. Altered oral sensory perception in tongue thrusters with an anterior open bite. **European Journal of Orthodontics**, 2010.

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

QU, X.; NUSSBAUM, M. A.; MADIGAN, M. L. Model-based assessments of the effects of age and ankle fatigue on the control of upright posture in humans. **Gait & Posture**, v. 30, n. 4, p. 518-522, 2009.

RAMOS, B. M. B. **Influência de um programa de atividade física no controle do equilíbrio de idosos**. 2003. 65f. Monografia (Graduação em Educação Física) – Departamento de Biodinâmica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2003.

RESENDE, S. M.; RASSI, C. M.; VIANA, F. P. Efeitos da hidroterapia na recuperação do equilíbrio e prevenção de quedas em idosos. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 12, n. 1, p. 57-63, 2008.

ROBBINS, S.; GOUW, G. J.; MCCLARAN, J. Shoe sole thickness and hardness influence balance in older man. **The Journal of the American Geriatric Society**, v. 40, n. 11, p. 1089-1094, 1992.

ROBINOVITHC, S. N.; HELLER, B.; LUI, A.; CORTEZ, J. Effect of strength and speed of torque development on balance recovery with the ankle strategy. **Journal of Neurophysiology**, v. 88, p. 613-620, 2002.

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

ROLL, R.; KAVOUNOUDIAS, A.; ROLL, J. Cutaneous afferents from human plantar sole contribute to body posture awareness. **Neuroreport**, v. 13, n.15, p. 1957-1961, 2002.

ROZENTAL, T. D.; BEREDJIKLIAN, P. K.; GUYETTE, T. M.; WEILAND, A. J. Intra and interobserver reliability of sensibility testing in asymptomatic individuals. **Annals of Plastic Surgery**, v. 44b, p. 605-609, 2000.

RUNGE, C. F.; SHUPERT, C. L.; HORAK, F. B.; ZAJAC, F. E. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. **Gait and Posture**, v.10, p. 161-170, 1999.

SAMSON, M. M.; MEEUWSEN, I. B. A. E.; CROWE, A.; DESSENS, J. A. G.; DUURSMA, S. A.; VERHAAR, H. J. J. Relationships between physical performance measures, age, height and body weight in healthy adults. **Age and Ageing**, v.29, p. 235-242, 2000.

SANES, J. N. Proprioceptive afferent information and movement control. In: ADELMAN, G. Encyclopedia of neuroscience, Boston: Birkhäuser, v. 2, p. 982-984, 1987.

SANTOS, A. A.; BERTATO, F. T.; MONTEBELO, M. I. L.; GUIRRO, E. C. O. Efeito do treinamento proprioceptivo em mulheres diabéticas. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, n.12, v.3, p. 183-187, 2008.

SCHMIDT, R. A. Motor Learning and Performance. **Human Kinetics**, Champaign, p. 47, 1991.

SEKIZAWA, K.; SANDREY, M. A.; INGERSOLL, C. D.; CORDOVA, M. L. Effects of shoe sole thickness on joint position sense. **Gait and Posture**, v. 13, n. 3, p. 221-228, 2001.

SHIELDS, R. K.; MADHAVAN, S.; COLE, K. R.; BROSTAD, J. D.; DE MEULENAERE, J. L.; EGGERS, C. D.; OTTEN, P. H. Proprioceptive coordination of movement sequences in humans. **Clinical Neurophysiology**, v.116, p. 87-92, 2005.

SHIMOKATA, H.; KUZUYA, F. Two-point discrimination test of the skin as an index of sensory aging. **Gerontology**, v. 41, p. 267-272, 1995.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. **Controle motor: teoria e aplicações práticas**. Barueri, SP: Manole, 2003.

SILVA, N. L.; FARINATTI, P. T. V. Influence of counter-resistance training variables on elderly muscular strength: a systematic review with emphasis on dose/response relationships. **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 13, n. 1, p. 51e-57e, 2007.

SIMONEAU, G. G.; ULBRECHT, J. S.; DERR, J. A.; CAVANAGH, P. R. Role of somatosensory input in the control of human posture. **Gait & Posture**, v. 3, p. 115-122, 1995.

SOSNOFF, J. J.; NEWELL, K. M. Are age-related increases in force variability due to decrements in strength? **Experimental Brain Research**, v. 174, p. 86-95, 2006.

SPINK, M. J.; FOTOOHABADI, M. R.; WEE, E.; HILL, K. D.; LORD, S. R.; MENZ, H. B. Foot and ankle strength, range of motion, posture, and deformity are associated with balance and functional ability in older adults. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 92, n. 1, p. 68-75, 2011.

SPIRDUSO, W. W. **Physical dimensions of aging**. Champaign: Human Kinetics, p. 155-183, 1995.

STELMACH, G. E.; TEASDALE, N.; DIFABIO, R. P.; PHILLIPS, J. Age-related decline in postural control mechanisms. **International Journal of Aging and Human Development**, v. 29, n. 3, p. 205-223, 1989.

STILLMAN, B. C. Making sense of proprioception: the meaning of proprioception, kinaesthesia and related terms. **Physiotherapy**, v.88, n.11, p. 667-676, nov. 2002.

TAPIA, I. E.; BANDLA, P.; TRAYLOR, J.; KARAMESSINIS, L.; HUANG, J.; MARCUS, C. L. Upper airway sensory function in children with obstructive sleep apnea syndrome. **Sleep**, v. 33, n. 7, p. 968-972, 2010.

TAYLOR, A. M.; CHRISTOU, E. A.; ENOKA, R. M. Multiple features of motor-unit activity influence force fluctuations during isometric contractions. **Journal of Neurophysiology**, v. 90, p. 1350-1361, 2003.

TAYLOR, K. S.; ANASTAKIS, D. J.; DAVIS, K. D. Chronic pain and sensorimotor deficits following peripheral nerve injury. **Pain**, v. 151, n. 3, p. 582-591, 2010.

THELEN, D. G.; MURIUKI, M.; JAMES, J.; SCHULTZ, A. B.; ASHTON-MILLER, J. A.; ALEXANDER, N. B. Muscle activities used by young and old adults when stepping to regain balance during a forward fall. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 10, p. 93-101, 2000.

- TOLEDO, D. R.; BARELA, J. A. Diferenças sensoriais e motoras entre jovens e idosos: contribuição somatossensorial no controle postural. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 14, n. 3, p. 267-275, 2010.
- TRACY, B. L.; ENOKA, R. M. Older adults are less steady during submaximal isometric contractions with the knee extensor muscles. **Journal of Applied Physiology**, v. 92, p. 1004-1012, 2002.
- TSANG, W. W. N.; HUI-CHAN, C. W. Y. Effects of exercise on joint sense and balance in elderly men: tai chi versus golf. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 36, n. 4, p. 658-667, 2004.
- UYGUR, M.; FREITAS, P. B. de; JARIC, S. Effects of varying the load force range and frequency of force coordination in static manipulation. **Neuroscience Letters**, v. 475, p. 115-119, 2010.
- VAILLANCOURT, D. E.; LARSSON, L.; NEWELL, K. M. Time-dependent structure in the discharge rate of human motor units. **Clinical Neurophysiology**, v. 113, p. 1325-1338, 2002.
- VAN NES, S. I.; FABER, C. G.; HAMERS, R. M. T. P. Revising two-point discrimination assessment in normal aging and in patients with polyneuropathies. **Journal of Neurology Neurosurgery and Psychiatry**, v. 79, p. 832-834, 2008.
- VERAS, R. Brazil is getting older: demographic changes and epidemiological challenges. **Revista de Saúde Pública**, São Paulo, v. 25, n. 6, 1991.
- VERAS, R. Envelhecimento populacional e as informações de saúde do PNAD: demandas e desafios contemporâneos. **Caderno de Saúde Pública**, v. 23, n. 10, p. 2463-2466, 2007.
- VERAS, R. Population aging today: demands, challenges and innovations. **Revista de Saúde Pública**, v. 43, n. 3, 2009.
- VERSCHUEREN, S.M.P.; BRUMAGNE, S.; SWINNEN, S.P.; CORDO, P.J. The effect of aging on dynamic position sense at the ankle. **Behavioural Brain Research**, v. 136, p. 593-603, 2002.
- VRANCKEN, A. F.; KALMIJN, S.; BRUGMAN, F.; RINKEL, G. J.; NOTERMANS, N. C. The meaning of distal sensory loss and absent ankle reflexes in relation to age: a meta-analysis. **Journal of Neurology**, v. 253, p. 578-89, 2006.
- WALSH, M.; PEPPER, A.; BIERBAUM, S.; KARAMANIDI, K.; ARAMPATZIS, A. Effects of submaximal fatiguing contractions on the components of dynamic stability control after forward falls. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, 2011.
- WANDERLEY, F. S.; SENDÍN, F. A.; PARIZOTTO, N. A.; REBELATTO, J. R. Effect of plantar vibration stimuli on the balance of older women: a randomized controlled trial. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 92, p. 199-206, 2011.

WARNER, J. J. P.; LEPHART, S.; FU, F. H. Role of proprioception in pathoetiology of shoulder instability. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, v. 330, p. 35-39, 1996.

WICKREMARATCHI, M. M.; LLEWELYN, J. G. Effects of ageing on touch. **Postgraduate Medicine Journal**, v. 82, p. 301-304, 2006.

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

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

WOOLLACOTT, M.; SHUMWAY-COOK, A. Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. **Gait and Posture**, v. 16, p. 1-14, 2002.

WOOLLACOTT, M. H.; MANCHESTER, D. L. Anticipatory postural adjustments in older adults: are changes in response characteristics due to changes in strategy? **Journal of Gerontology: Medical Science**, v. 48, n. 2, p. M64-M70, 1993.

WOOLLACOTT, M. H.; SHUMWAY-COOK, A.; NASHNER, L. M. Aging and posture control changes in sensory organization and muscular coordination. **International Journal of Aging and Human Development**, New York, v. 23, n. 2, p. 97-114, 1986.

WU, G. The relation between age-related changes in neuromusculoskeletal system and dynamic postural responses to balance disturbance. **Journal of Gerontology**, v. 53a, n. 4, p. M320-M326, 1998.

WYNCHANK, S.; ADAMS, L. P.; DRIVER-JOWITT, J. P.; SELBY, P.; VAN GEEMS, B. Novel proprioceptive action in stepping down. **Medical Hypotheses**, v. 49, p. 81-83, 1997.

ZEHR, E. P.; STEIN, R. B. What functions do reflexes serve during human locomotion? **Progress in Neurobiology**, v. 58, p. 185-205, 1999.

## ANEXO I

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você, idoso com idade acima de 60 anos / adulto jovem com idade entre 18 e 29 anos, está sendo convidado a participar de um estudo intitulado “Propriocepção e Risco de Quedas em Idosos”. É através das pesquisas clínicas que ocorrem os avanços importantes em todas as áreas, e sua participação é fundamental.

O objetivo desta pesquisa é verificar a contribuição de possíveis perdas sensoriais para o aumento do risco de quedas em idosos.

Caso você participe da pesquisa, será necessário responder a dois questionários, sendo um a respeito de suas atividades físicas habituais e outro sobre seu histórico de quedas. Além dos questionários, será necessário que você participe de 4 testes, os quais estão descritos a seguir.

Para o primeiro teste, sobre sua pele, serão determinados e demarcados 6 (seis) pontos anatômicos, onde serão fixados pequenos marcadores auto-adesivos de 9,5 mm de diâmetro. Depois de realizada a marcação dos pontos anatômicos, o avaliador posicionará seu braço em uma determinada posição para que você a memorize. Essa posição deverá ser reproduzida por você sem nenhum auxílio externo. Serão estabelecidas seis posições, sempre na perna direita, envolvendo as articulações do quadril, do joelho e do tornozelo. Para cada posição memorizada, você terá três tentativas de reprodução. Tanto as posições estabelecidas como suas tentativas de reprodução das mesmas serão fotografadas por uma câmera fotográfica digital, e nas fotos aparecerão pontos anatômicos marcados. Sua identidade de será mantida em anonimato. As imagens têm o único propósito de atender as necessidades desta pesquisa.

Para a realização da segunda avaliação (percepção de força), você tracionará um cabo de aço com o membro inferior direito, primeiro até atingir sua força máxima e, em seguida, na tentativa de atingir um determinado nível de força indicado pelo avaliador. Após memorizar o nível de força indicado, você terá três tentativas de reprodução da contração muscular sem qualquer auxílio externo. O teste será realizado em seis diferentes posições, envolvendo as mesmas articulações do teste anterior. Esses procedimentos serão realizados sobre uma maca, tornando os procedimentos o mais confortável e seguro possível. Entre as repetições de força será realizado um intervalo para que haja recuperação muscular. Indivíduos com complicações ósseas e/ou musculares já estão excluídos dessa avaliação, portanto ela não oferecerá nenhum risco à sua saúde.

No terceiro teste será avaliada a sua sensibilidade cutânea na sola do pé direito. Para isso, um instrumento apropriado será levemente pressionado sobre sua pele. O teste é totalmente indolor e não oferece qualquer risco à sua saúde. Assim que o instrumento tocar a sola de seu pé, você terá que indicar se um ou dois pontos estão sendo tocados.

O quarto e último teste avaliará a maneira que você reage a um desequilíbrio. Para isso, você segurará uma bandeja e manterá o olhar fixo a um ponto logo a sua frente. Em um determinado instante, será liberado sobre sua bandeja um peso leve, correspondente a 10% do seu peso corporal. A perturbação gerada será leve, e provavelmente não fará com que você perca completamente o equilíbrio. Mesmo assim, haverá total segurança para recuperá-lo(a) caso isso aconteça.

Todos os procedimentos serão realizados da forma mais segura e confortável possível, e por tratar-se de procedimentos simples e não invasivos, você não sentirá nenhum desconforto e nem estará sujeito a nenhum acidente.

Para participar do projeto você deverá comparecer no Centro de Estudos do Comportamento Motor (CECOM) do Departamento de Educação Física da Universidade Federal do Paraná, localizado na Rua Coração de Maria, 92 – Jardim Botânico, Curitiba – Paraná, nos dias e horários que serão agendados, para responder aos questionários e participar dos testes. Você deverá comparecer ao CECOM em dois dias. No primeiro dia serão aplicados os dois questionários e serão realizados os testes de percepção de posicionamento articular e de percepção do nível de força. No segundo dia serão realizados os testes de discriminação de dois pontos e de perturbação do equilíbrio. A sua permanência no laboratório durante esses procedimentos será de aproximadamente 3 horas.

Sua participação nesse estudo contribuirá para a obtenção de resultados que podem melhorar os programas de atividade física destinados à terceira idade.

Os pesquisadores Priscila Gonçalves Franco (mestranda em Educação Física – UFPR, telefone para contato: (41) 9624-3350) e o Dr. André Luiz Félix Rodacki (professor dos curso de graduação e pós-graduação em Educação Física da UFPR, telefone para contato (41) 3360-4333) que poderão ser contatados no Centro de Estudos do Comportamento Motor (CECOM) da UFPR de segunda à sexta, das 8h às 12h e das 13h30 às 17h30, ou nos telefones acima citados são os responsáveis pelo seu tratamento e poderão esclarecer eventuais dúvidas a respeito desta pesquisa. Estão garantidas todas as informações que você queira, antes durante e depois do estudo.

A sua participação neste estudo é voluntária. Você tem a liberdade de se recusar a participar ou, se aceitar participar, retirar seu consentimento a qualquer momento.

As informações relacionadas ao estudo poderão ser inspecionadas pelos pesquisadores que executam a pesquisa e pelas autoridades legais. No entanto, se qualquer informação for divulgada em relatório ou publicação, isto será feito sob forma codificada, para que a **confidencialidade** seja mantida.

Serão disponibilizados todos os equipamentos e materiais necessários para os testes. Você está isento de qualquer custo. Pela sua participação no estudo, você não receberá qualquer valor em dinheiro.

Eu, \_\_\_\_\_ li o texto acima e compreendi a natureza e objetivo do estudo do qual fui convidado a participar. A explicação que recebi menciona os riscos e benefícios do estudo. Eu entendi que sou livre para interromper minha participação no estudo a qualquer momento sem justificar minha decisão e sem que esta decisão afete meu tratamento. Eu entendi o que não posso fazer durante minha participação no estudo e sei que qualquer problema relacionado a ela será tratado sem custos para mim. Eu concordo voluntariamente em participar deste estudo.

---

PARTICIPANTE

---

ASSINATURA

---

LOCAL E DATA

---

PESQUISADOR

---

ASSINATURA

---

LOCAL E DATA



## ANEXO II

## QUESTIONÁRIO INTERNACIONAL DE ATIVIDADE FÍSICA

Versão 8 (forma longa, semana usual)

Nome: \_\_\_\_\_ Data: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_ Idade: \_\_\_\_ anos



Orientações do Entrevistador

Nesta entrevista estou interessado em saber que tipo de atividades físicas o(a) senhor(a) faz em uma semana normal (típica). Suas respostas ajudarão a entender quanto ativos são as pessoas de sua idade.

As perguntas que irei fazer estão relacionadas ao tempo que você gasta fazendo atividades físicas no trabalho, em casa (no lar), nos deslocamentos à pé ou de bicicleta e no seu tempo de lazer (esportes, exercícios, etc.).

Portanto, considere como **atividades físicas** todo movimento corporal que envolve algum esforço físico. Lembre que as atividades VIGOROSAS são aquelas que precisam de um grande esforço físico e que fazem o(a) senhor(a) respirar MUITO mais forte que o normal. As atividades físicas MODERADAS são aquelas que exigem algum esforço físico e que fazem o(a) senhor(a) respirar um pouco mais forte que o normal.

## SEÇÃO 1 - ATIVIDADE FÍSICA NO TRABALHO

Esta seção inclui as atividades que você faz no seu trabalho, seja ele remunerado ou voluntário. Inclua as atividades que você faz na universidade, faculdade ou escola. Você não deve incluir as tarefas domésticas, cuidar do jardim e da casa ou tomar conta da sua família. Estas serão incluídas na seção 3.

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

☐ SIM

☐ NÃO → Vá para seção 2 - Transporte


Orientações do Entrevistador

- ▶ As próximas questões são em relação ao tempo que você passa no trabalho (fora de casa) seja ele remunerado ou voluntário.
- ▶ Por favor, NÃO INCLUA o transporte para o trabalho.
- ▶ Pense apenas naquelas atividades que durem pelo menos 10 minutos contínuos.

1 b. Em quantos dias de uma semana normal você participa (realiza) atividades físicas vigorosas, de forma contínua por pelo menos 10 minutos (exemplo: trabalho de construção pesada, levantar e transportar objetos pesados, cortar lenha, serrar madeira, cortar grama, pintar casa, cavar valas ou buracos, etc.)?

☐ DIAS por semana    ☐ Não faz AF vigorosas → Vá para questão 1 c

Tempo em cada dia?

DIA	Segunda	Terça	Quarta	Quinta	Sexta	Sábado	Domingo
Tempo							

1 c. Em quantos dias de uma semana normal você participa (realiza) atividades físicas MODERADAS, de forma contínua por pelo menos 10 minutos (exemplo: levantar e transportar pequenos objetos, limpar vidros, varrer ou limpar o chão, carregar crianças no colo, lavar roupas com as mãos, etc.)?

☐ DIAS por semana    ☐ Não faz AF moderadas → Vá para questão 1 d

Tempo em cada dia?

DIA	Segunda	Terça	Quarta	Quinta	Sexta	Sábado	Domingo
Tempo							

- 1d. Em quantos dias de uma semana normal você realiza caminhadas no seu trabalho, de forma contínua por pelo menos 10 minutos?

Orientações do Entrevistador



► Lembre que você não deve incluir a caminhada que você realiza para ir para o trabalho ou para voltar para casa, após o trabalho.

Tempo em cada dia?

☐ DIAS por semana ☐ Não faz caminhadas → Vá para seção 2 - Transporte

DIA	Segunda	Terça	Quarta	Quinta	Sexta	Sábado	Domingo
Tempo							

## SEÇÃO 2 - ATIVIDADE FÍSICA COMO MEIO DE TRANSPORTE

As perguntas desta seção estão relacionadas às atividades que você realiza para se deslocar de um lugar para outro. Você deve incluir os deslocamentos para o trabalho (se você trabalha), encontro do grupo de terceira idade, cinema, supermercado, lojas ou qualquer outro local.

- 2a. Em quantos dias de uma semana normal você anda de carro, ônibus, metrô ou trem?

Tempo em cada dia?

☐ DIAS por semana ☐ Não utiliza veículos a motor → Vá para a questão 2b

DIA	Segunda	Terça	Quarta	Quinta	Sexta	Sábado	Domingo
Tempo							

Orientações do Entrevistador



► Agora pense somente em relação aos deslocamentos que você realiza à pé ou de bicicleta para ir de um lugar para outro! Não inclua as atividades que você faz por diversão ou exercício.

- 2b. Em quantos dias de uma semana normal você anda de bicicleta, por pelo menos 10 minutos contínuos, para ir de um lugar para outro, ?

Tempo em cada dia?

☐ DIAS por semana ☐ Não anda de bicicleta → Vá para a questão 2c

DIA	Segunda	Terça	Quarta	Quinta	Sexta	Sábado	Domingo
Tempo							

- 2c. Em quantos dias de uma semana normal você caminha por pelo menos 10 minutos contínuos, para ir de um lugar para outro?

Tempo em cada dia?

☐ DIAS por semana ☐ Não faz caminhadas → Vá para a Seção 3

DIA	Segunda	Terça	Quarta	Quinta	Sexta	Sábado	Domingo
Tempo							

## SEÇÃO 3 - ATIVIDADE FÍSICA EM CASA, TAREFAS DOMÉSTICAS E ATENÇÃO À FAMÍLIA



As perguntas desta seção estão relacionadas às atividades que o(a) senhor(a) realiza na sua casa e ao redor da sua casa. Nestas atividades estão incluídas as tarefas no jardim ou quintal, manutenção da casa e aquelas que você faz para tomar conta da sua família.

- 3a. Em quantos dias de uma semana normal você faz atividades físicas vigorosas no jardim ou quintal, por pelo menos 10 minutos contínuos? (Exemplo: carpir, cortar lenha, serrar, pintar, levantar e transportar objetos pesados, cortar grama com tesoura, etc.).

Tempo em cada dia?

☐ DIAS por semana ☐ Não faz AF vigorosas em casa → Vá para questão 3b

DIA	Segunda	Terça	Quarta	Quinta	Sexta	Sábado	Domingo
Tempo							

- 3b. Em quantos dias de uma semana normal você faz atividades físicas moderadas no jardim ou quintal, por pelo menos 10 minutos contínuos? (Exemplo: levantar e carregar pequenos objetos, limpar a garagem, jardinagem, caminhar ou brincar com crianças, etc.).

Tempo em cada dia?

☐ DIAS por semana      ☐ Não faz AF moderadas no quintal → Vá para questão 3c

DIA	Segunda	Terça	Quarta	Quinta	Sexta	Sábado	Domingo
Tempo							

- 3c. Em quantos dias de uma semana normal você faz atividades físicas moderadas dentro da sua casa, por pelo menos 10 minutos contínuos? (Exemplo: , limpar vidros ou janelas, lavar roupas à mão, limpar banheiro, esfregar o chão, carregar crianças pequenas no colo, etc).

Tempo em cada dia?

☐ DIAS por semana      ☐ Não faz AF moderadas em casa → Vá para a seção 4

DIA	Segunda	Terça	Quarta	Quinta	Sexta	Sábado	Domingo
Tempo							

#### SEÇÃO 4 - ATIVIDADE FÍSICA DE RECREAÇÃO, ESPORTE, EXERCÍCIO E LAZER



As perguntas desta seção estão relacionadas às atividades que o(a) senhor(a) realiza em uma semana normal (habitual) unicamente por recreação, esporte, exercício ou lazer. Pense somente nas atividades físicas que você faz por pelo menos 10 minutos contínuos. Por favor NÃO inclua atividades que você já tenha citado nas seções

- 4a. No seu tempo livre, sem incluir qualquer caminhada que você já tenha citado nas perguntas anteriores, em quantos dias de uma semana normal você caminha, por pelo menos 10 minutos contínuos?

Tempo em cada dia?

☐ DIAS por semana      ☐ Não faz caminhadas no lazer → Vá para questão 4b

DIA	Segunda	Terça	Quarta	Quinta	Sexta	Sábado	Domingo
Tempo							

- 4b. No seu tempo livre, durante uma semana normal em quantos dias você participa de atividades físicas vigorosas, por pelo menos 10 minutos contínuos? (Exemplo: correr, nadar rápido, pedalar rápido, canoagem, remo, musculação, esportes em geral, etc).

Tempo em cada dia?

☐ DIAS por semana      ☐ Não faz AF vigorosas no lazer → Vá para questão 4c

DIA	Segunda	Terça	Quarta	Quinta	Sexta	Sábado	Domingo
Tempo							

- 4c. No seu tempo livre, durante uma semana normal em quantos dias você participa de atividades físicas moderadas por pelo menos 10 minutos contínuos? (Exemplo: pedalar em ritmo moderado, voleibol recreativo, natação, hidroginástica, ginástica e dança, etc).

Tempo em cada dia?

☐ DIAS por semana      ☐ Não faz AF moderadas no lazer → Vá para Seção 5

DIA	Segunda	Terça	Quarta	Quinta	Sexta	Sábado	Domingo
Tempo							

#### SEÇÃO 5 - TEMPO QUE VOCÊ PASSA SENTADO



Esta é a última pergunta. Preciso saber quanto tempo em média o(a) senhor(a) passa sentado em cada dia da semana. Inclua todo o tempo que você passa sentado em casa, no trabalho, lendo, assistindo TV, visitando amigos, sentado no ônibus, etc.

Tempo em cada dia?

DIA	Segunda	Terça	Quarta	Quinta	Sexta	Sábado	Domingo
Tempo							

## ANEXO III

## QUESTIONÁRIO DE HISTÓRICO DE QUEDAS

## 1. DADOS DE IDENTIFICAÇÃO

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

## 2. VOCÊ TEVE ALGUMA QUEDA NOS ÚLTIMOS 12 MESES OU QUASE VEIO A CAIR?

(   ) sim    (   ) não

Quantas vezes?

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

## 2.1 ONDE OCORREU A QUEDA?

- (   ) Dentro de casa?  
 (   ) Em casa, no quintal ou área externa?  
 (   ) Fora de casa em local conhecido?  
 (   ) Fora de casa em local desconhecido?

## 2.2 POR QUE VOCÊ CAIU?

- (   ) Tropeçou?  
 (   ) Escorregou?  
 (   ) Escurecimento da visão / síncope?  
 (   ) Tontura / vertigem?

Outros: \_\_\_\_\_

## 3. VOCÊ USA MEDICAMENTOS?

(   ) sim    (   ) não

Quais?

- (   ) diuréticos    (   ) anti-depressivo    (   ) pressão arterial    (   ) Anti-inflamatórios  
 (   ) analgésicos    (   ) cardiovasculares    (   ) outros: \_\_\_\_\_

## 4. VOCÊ TEM (TEVE) ALGUMA DOENÇA CRÔNICO-DEGENERATIVA, PROBLEMAS ÓSTEO-MUSCULARES OU ALGUMA OUTRA COMPLICAÇÃO DE SAÚDE?

(   ) sim    (   ) não

Quais?

- (   ) diabetes    (   ) artrose    (   ) derrame/AVC    (   ) fraturas/lesões  
 (   ) utilização de próteses/órteses    (   ) alterações posturais graves/problemas na coluna

(   ) outros: \_\_\_\_\_