

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS**

**CARACTERÍSTICAS COMPORTAMENTAIS DO CONTROLE  
POSTURAL DE JOVENS, ADULTOS E IDOSOS**

**PAULO BARBOSA DE FREITAS JÚNIOR**

**RIO CLARO – SP  
2003**

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS**

**CARACTERÍSTICAS COMPORTAMENTAIS DO CONTROLE  
POSTURAL DE JOVENS, ADULTOS E IDOSOS**

**PAULO BARBOSA DE FREITAS JÚNIOR  
Orientador: Prof. Dr. JOSÉ ANGELO BARELA**

Dissertação apresentada ao Instituto de Biociências do Campus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências da Motricidade (Área de Biodinâmica da Motricidade Humana).

**RIO CLARO - SP  
2003**

## DEDICATÓRIA

*Dedico este trabalho às pessoas que sempre estiveram ao meu lado, nos momentos alegres e tristes, sempre me incentivando e acreditando no meu potencial. Pai e mãe, eu dedico este trabalho a vocês.*

## AGRADECIMENTOS

Quantas vezes eu lhe disse “Obrigado”? Não me recordo se foram muitas ou poucas às vezes em que me dirigi a você para agradecer. Mas pode ter certeza, de um jeito ou de outro, você colaborou de forma direta ou indireta para a realização deste trabalho. A você leitor, meu muito obrigado pelo interesse em conhecer este trabalho. Você, de forma indireta, foi um grande colaborador para o resultado final deste trabalho, pois foi pensando em você que eu doe o melhor de mim em busca do melhor resultado para este trabalho. Agora é o momento de agradecer nominalmente todos aqueles que colaboraram de forma mais direta na realização deste trabalho e da minha formação de modo geral.

Agradeço primeiro a **Deus**, por me ter concedido a oportunidade de estar aqui mais uma vez, com saúde e com vontade de me superar a cada dia.

Agradeço aos meus pais **Paulo** e **Maria Terezinha**, primeiramente por serem meus pais, por ter me dado amor, carinho, por compreender meus defeitos, por compartilhar comigo minhas alegrias e, principalmente, por ter me dado a oportunidade de ser o que sou hoje.

Agradeço as minhas irmãs, **Christina** e **Beatriz**, por estarem sempre ao meu lado, mas principalmente, por ter me concedido uma das maiores alegrias que tive oportunidade de vivenciar até então. Muito obrigado pelo Pedro e pela Íris. Como vocês não os fizeram sozinhos, tenho que agradecer também aos seus cúmplices. Obrigado **Conrado** e obrigado **Márcio**.

Um agradecimento mais do que especial vai à pessoa a qual eu devo este momento. **Barela**, obrigado, principalmente, pela oportunidade que você me deu para que eu pudesse me desenvolver profissionalmente e como ser humano. Obrigado por ter me ensinado, por ter me orientado, por ter me feito mudar. Um simples parágrafo é muito pouco para eu expressar a gratidão e a enorme admiração que nutro por você. Você foi mais que um irmão, você foi um verdadeiro Pai, que me acolheu, me ensinou os primeiros passos, me aconselhou diversas vezes, me deixou “quebrar a cara” nos momentos onde

isto era necessário para o meu aprendizado e me incentivou sempre nos momentos onde eu achava que não fosse capaz de alcançar meus objetivos.

Gostaria de fazer um outro agradecimento especial. Obrigado a todos os membros do LEM. Todos aqueles que passaram e deixaram saudades: **Juciléa, Josenaldo, Arenda, Paula II, Alessander e Adriana**. Todos aqueles que atualmente fazem parte do LEM e que todos farão parte dele um dia: **Paula, Thátia, Daniela, Ana Barela, Ana Paula, Maria Solange, Priscilla Augusta, Bibiana, Ana Caroline, Adriana, Aline, Guilherme ...**

**Carol e Dani**, obrigado pelo auxílio inestimável que vocês me deram nas coletas de dados. **Paula**, obrigado pela aventuras nas estradas da região. E a todas vocês **leminianas**, obrigado pela amizade pelo ambiente fraternal.

Gostaria de agradecer a todos aqueles que me procuraram pedindo um auxílio no Matlab ou em qualquer coisa. Saibam que eu aprendi muito com vocês. Obrigado ao **Jorge**, ao **Papoti**, ao **Gléber** e a todos os outros que alguma vez vieram me procurar.

Gostaria de agradecer aos professores e funcionários do departamento de Educação Física, principalmente ao **Mauro Henrique, ao Aurélio, ao Paulo, ao Maurício...**

Agradeço ao pessoal da Seção de Pós-Graduação, do Pólo Computacional, da Biblioteca e do R.U., pela forma carinhosa e atenciosa com que vem me tratando estes anos todos.

Agradeço a todos os participantes do estudo pela paciência e pela benevolência.

Agradeço aos membros da banca, Prof<sup>a</sup>. **Lílian Gobbi**, Prof. **Marcos Duarte**, Prof<sup>a</sup>. **Ana Maria Pellegrini** e Prof. **Luis A. Teixeira** pelas sugestões que melhoraram a qualidade deste trabalho.

Por fim, agradeço à **FAPESP** pela confiança e pelo suporte financeiro que garantiu a execução e êxito deste trabalho.

Ah! Já ia me esquecendo! E aí de mim se esquecesse!

**SANDRA**, como poderia me esquecer de você! Obrigado por você estar comigo sempre, em todos os momentos. Obrigado pelo auxílio que você deu para a realização deste trabalho. Obrigado pelo seu amor!

## RESUMO

Com o avanço da idade, principalmente após a idade adulta, os seres humanos apresentam alterações comportamentais no controle postural, provavelmente devido a alterações estruturais e funcionais que ocorrem nos sistemas sensoriais e motor com o processo de envelhecimento. Por exemplo, os idosos oscilam mais que adultos jovens durante a manutenção da postura ereta e executam ajustes posturais antecipatórios e reativos menos eficazes que os adultos jovens quando submetidos a perturbações. Todavia, ainda não se sabe quando tais alterações começam a ocorrer e o que estaria causando estas alterações. Assim, o objetivo deste estudo foi verificar as características comportamentais do controle postural de jovens, adultos e idosos para determinar em que momento, durante ou após a idade adulta, começam ocorrer alterações no controle postural e quais os fatores responsáveis por tais alterações. Para verificar tais características, quatro experimentos foram realizados. Dez adultos jovens (GAJ), 10 adultos entre 40 e 45 anos (GA), 10 adultos de meia-idade entre 50 e 55 anos (GMI) e 10 idosos entre 60 e 65 anos (GI) participaram deste estudo. No primeiro, os participantes mantiveram uma postura ereta, a mais estável possível, com os olhos abertos ou fechados. No segundo, os participantes mantiveram a mesma posição dentro de uma sala móvel que foi movimentada nas frequências de 0,2, 0,5, e 0,8 Hz. No terceiro, os participantes foram submetidos a perturbações esperadas e inesperadas ao equilíbrio durante a manutenção da postura ereta. E no quarto experimento, os participantes foram submetidos a movimentos da superfície de suporte ora para frente, ora para trás. Os resultados do primeiro experimento indicaram que não há diferenças entre os grupos etários durante a manutenção da postura ereta não perturbada. Isto pode ter ocorrido, provavelmente, pela facilidade da tarefa, que não exige que o sistema de controle postural atue próximo ao seu limite. Os resultados do segundo experimento indicaram que houve uma tendência de aumento na força de acoplamento entre informação visual e oscilação postural nos grupos GA, GMI e GI quando comparado aos adultos jovens, e houve uma tendência de aumento linear na influência dos movimentos da sala, em

freqüências mais altas, nas oscilações posturais com o avanço da idade. Isto foi provocado, provavelmente, pela diminuição na capacidade de integração sensorial e na capacidade de dar pesos adequados às informações sensoriais que ocorrem com o avanço da idade. Os resultados do terceiro experimento indicaram que quando uma perturbação foi causada por movimento voluntário, ajustes posturais antecipatórios foram desencadeados por todos os participantes. Entretanto, os idosos apresentaram ajustes menos eficazes que os outros grupos etários. Quando uma perturbação externamente imposta foi provocada, os resultados indicaram que não houve diferença entre os grupos etários na amplitude de deslocamento posterior do centro de pressão e na magnitude e direção dos deslocamentos angulares após da perturbação. Isto pode ter ocorrido devido à utilização de mecanismos compensatórios (aumento da rigidez intersegmentar) por parte dos grupos de faixas etárias mais elevadas. Os resultados do quarto experimento, quando os participantes foram submetidos a movimentos da superfície de suporte, indicaram um aumento na latência entre o início da ativação muscular e o início da perturbação em idosos, causados, provavelmente, pela diminuição da velocidade de transmissão do impulso nervoso pela vias aferentes e eferentes e pela diminuição na capacidade de integração da informação sensorial no sistema nervoso central. Com estes resultados, pode-se concluir que alterações comportamentais e funcionais no controle postural podem estar ocorrendo já aos 40 anos. Entretanto, estas diferenças se tornam marcantes em tarefas que exigem mais do sistema de controle postural e somente após os 60 anos. As prováveis causas destas alterações seriam a diminuição da velocidade de transmissão do impulso nervoso e a diminuição na capacidade de integração das informações sensoriais.

**Palavras Chave:** Controle postural, equilíbrio, envelhecimento, ajustes posturais antecipatórios, ajustes posturais reativos, sala móvel, plataforma móvel.

## ABSTRACT

With aging, individuals exhibit behavioral changes in postural control, probably, due to structural and functional changes in the sensory and motor systems. For example, elderlies display more sway than young adults during maintenance of quiet upright stance, and execute anticipatory and reactive postural adjustments differently compared to young adults when are submitted to perturbation. However, it is still unclear when in the adult age such changes begin to occur. Besides, it is unclear what would be provoking these changes. Thus, the aim of this study was to verify the behavioral postural control characteristics of young adults, adults and elderlies to determine in which moment in adult or older age changes begin to occur and what would be the causes of these changes. Four experiments were performed to verify the behavioral characteristics of the postural control of the participants. Ten young adults aging from 20 to 25 years (GAJ), 10 adults aging from 40 to 45 years (GA), 10 middle-age adults aging from 50 to 55 years (GMI) and 10 elderlies aging from 60 to 65 years (GI) participated of this study. In the first experiment, the participants maintained quiet stance position with eyes opened and closed. In the second experiment, participants maintained the same position with eyes opened inside a moving room that was moved at the frequencies of 0.2, 0.5, and 0.8 Hz. In the third experiment, the participants were submitted to self-initiated and externally imposed perturbation. And in the fourth experiment, the participants were submitted to displacement of support surface either forward or backward direction. The results of the first experiment indicated no differences among groups during the maintenance of quiet stance position. This lack of difference would probably be related to the task demand that did not require that the postural control system would function close of its limit. The results of second experiment indicated that there was a tendency of increase in coupling strength between visual information and postural sway in the GA, GMI and GI groups when compared to GAJ, and there was a linear tendency of increase in the influence of the moving room in the postural sway in higher frequencies with advance of age, in function of, probably, a decreasing in the sensory integration

and re-weighting capacity. In the third experiment results showed that when the perturbation was self-initiated, anticipatory postural adjustments were observed in all participants. However, the GI participants showed less efficient adjustments than the other participants. When an externally imposed perturbation was provoked, the results showed that there was no difference among groups in the posterior displacement of COP and in magnitude and direction of ankle, knee and hip angular displacement after perturbation. This occurred, probably, due to the use of other compensatory mechanisms (increase of the joint stiffness) in groups with more advanced age. The fourth experiment results indicated an increase of the latency between the beginning of support surface movement and the onset of the muscular response in elderly, caused by a decreasing of nerve conduction velocity by afferent and efferent via, and by decreasing of the sensory integration capacity in the central nerve system. Based upon these results, it may be concluded that behavioral changes in the postural control already occur at the age of 40 years. However, more significant changes occur in more exigent tasks and after the 60 year of life. Probably, the causes of such changes would be a decreasing of the nerve conduction velocity and deficits in sensory integration and re-weighting process.

**Keywords:** Postural control, balance, aging, anticipatory postural adjustments, reactive postural adjustments, moving-room, moving-platform.

## SUMÁRIO

DEDICATÓRIA .....	i
AGRADECIMENTOS .....	ii
RESUMO .....	iv
ABSTRACT.....	vi
LISTA DE TABELAS .....	xi
LISTA DE FIGURAS .....	xii
1) INTRODUÇÃO .....	1
2) REVISÃO DE LITERATURA .....	5
<b>2.1 Controle Postural</b> .....	5
2.1.1 Aspectos biomecânicos do controle postural .....	7
2.1.2 Participação do sistema neuromuscular no controle postural .....	8
2.1.3 Participação dos sistemas sensoriais no controle postural .....	11
2.1.4 Relacionamento entre informação sensorial e ação motora .....	15
2.1.5 Mecanismos de controle para os ajustes posturais .....	18
<b>2.2 Envelhecimento</b> .....	23
2.2.1 Alterações nos sistemas sensoriais em função do envelhecimento .....	24
2.2.2 Alterações no sistema neuromuscular em função do envelhecimento .....	26
2.2.3 Alterações na velocidade de condução do impulso nervoso e na velocidade de processamento de informação em função do envelhecimento.....	28
<b>2.3 Controle postural em função do envelhecimento</b> .....	29
2.3.1 Controle da postura ereta não perturbada em idosos .....	30
2.3.2 Ajustes posturais antecipatórios em função do envelhecimento .....	34
2.3.3 Ajustes posturais reativos em função do envelhecimento .....	36
2.3.4 Relacionamento entre informação sensorial e ação motora em função do envelhecimento .....	38
<b>2.4 Controle Postural e envelhecimento: Uma proposta de estudo</b> .....	40
3) OBJETIVOS .....	41

4) MÉTODO .....	42
4.1 Participantes .....	42
4.2 Procedimentos .....	43
<u>Experimento #1 – Controle da postura ereta não perturbada</u> .....	45
Objetivo .....	45
Procedimentos .....	45
Tratamento dos dados .....	46
Análise estatística .....	48
<u>Experimento #2 – Acoplamento entre informação visual e oscilação postural</u> .....	49
Objetivo .....	49
Procedimentos .....	49
Tratamento dos dados .....	50
Análise estatística .....	54
<u>Experimento #3 – Ajustes posturais antecipatórios e reativos</u> .....	54
Objetivo .....	54
Procedimentos .....	55
Tratamento dos dados .....	56
Análise estatística .....	60
<u>Experimento #4 – Análise da resposta muscular durante perturbações da superfície de suporte</u> .....	61
Objetivo .....	61
Procedimentos .....	61
Tratamento dos dados .....	63
Análise estatística .....	66
5) RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	67
5.1 <i>Experimento #1 – Controle da postura ereta não perturbada</i> .....	67
5.2 <i>Experimento #2 – Acoplamento entre informação visual e oscilação postural</i> .....	78
5.3 <i>Experimento #3 – Ajustes posturais antecipatórios e reativos</i> .....	86
5.4 <i>Experimento #4 – Análise da resposta muscular durante perturbações da superfície de suporte</i> .....	96
6) DISCUSSÃO GERAL.....	103

<b>7) CONCLUSÃO</b> .....	108
<b>8) REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b> .....	111
<b>ANEXO 1</b> .....	125
<b>ANEXO 2</b> .....	130

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Distribuição dos grupos por faixa etária, idade média, massa corporal e estatura médias e seus respectivos desvios padrão.....	43
Tabela 2: Principais seqüências de ativação muscular utilizadas pelos quatro grupos etários durante movimentos da plataforma para frente.....	99
Tabela 3: Principais seqüências de ativação muscular utilizadas pelos quatro grupos etários durante movimentos da plataforma para trás. ....	100

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Visão anterior da sala com um participante posicionado para a coleta dos dados. ....	45
Figura 2: Representação esquemática dos equipamentos utilizados no procedimento experimental. ....	50
Figura 3: Posicionamento do participante e do experimentador durante a realização de uma tentativa do experimento #3. ....	55
Figura 4: Exemplo da força de reação do solo e do ponto (+) onde foi determinado o $t_0$ . ....	57
Figura 5: Exemplo do deslocamento do CP antes e após a perturbação e do modo como foram calculadas as variáveis Amplitude e Tempo de deslocamento posterior do CP após a perturbação. ....	58
Figura 6: Exemplo do deslocamento do CP antes e após a perturbação e do modo como foram calculadas as variáveis Amplitude e Tempo de deslocamento posterior do CP antes da perturbação. ....	60
Figura 7: Visão anterior e lateral do posicionamento assumido pelo participante sobre a plataforma móvel. ....	62
Figura 8: Aceleração linear do emissor posicionado na base da plataforma móvel e o ponto (+) onde foi determinado o início do movimento da plataforma. ....	64
Figura 9: Ilustração que representa o início da ativação muscular do músculo TA (o) após movimento da plataforma para frente. O zero no eixo x (tempo) representa o momento exato do início do movimento da plataforma móvel. ....	65
Figura 10: Estabilograma representando os deslocamentos do CP na direção ântero-posterior (eixo y) e médio-lateral (eixo x) e a elipse originada por meio da análise de componentes principais, cujo a área representa a Área de Deslocamento do CP. ....	68

Figura 11: Médias e os respectivos desvios padrão para a área de deslocamento do CP para os quatro grupos etários nas condições de olhos fechados e olhos abertos. ....	68
Figura 12: Séries temporais dos deslocamentos do CP nas direções ântero-posterior e médio-lateral.....	69
Figura 13: Médias e os respectivos desvios padrão da dispersão média de deslocamento do CP nas direções ântero-posterior (a) e médio-lateral (b), para os quatro grupos etários, nas duas condições de informação visual.....	70
Figura 14: Médias e os respectivos desvios padrão da velocidade média de deslocamento do CP nas direções ântero-posterior (a) e médio-lateral (b), para os quatro grupos etários, nas duas condições de informação visual.....	71
Figura 15: Gráficos que representam os deslocamentos do CP no domínio da freqüência nas direções ântero-posterior (em cima) e médio-lateral (embaixo). ....	71
Figura 16: Médias e os respectivos desvios padrão da freqüência predominante de deslocamento do CP nas direções ântero-posterior (a) e médio-lateral (b), para os quatro grupos etários, nas duas condições de informação visual.....	72
Figura 17: Exemplos das oscilações da sala móvel (linha fina) e os deslocamentos do CP (linha grossa) na direção ântero-posterior nas freqüências de 0,2, 0,5 e 0,8 Hz, respectivamente. ....	78
Figura 18: Valores médios e os respectivos desvios padrão da amplitude média de deslocamento do CP (a) e freqüência média de deslocamento do CP (b), na direção ântero-posterior, nas três freqüências de oscilação da sala, 0,2, 0,5 e 0,8 Hz, para os quatro grupos etários. ....	79
Figura 19: Valores médios e os respectivos desvios padrão da coerência (a) e ganho (b), na direção ântero-posterior, nas três freqüências de oscilação da sala, 0,2, 0,5 e 0,8 Hz, para os quatro grupos etários.....	80

- Figura 20: Valores médios e os respectivos desvios padrão da fase relativa (a) e desvio angular (b), na direção ântero-posterior, nas freqüências de 0,2, 0,5 e 0,8 Hz, para os quatro grupos etários. ....81
- Figura 21: Valores médios e os respectivos desvios padrão da amplitude de deslocamento posterior do CP (a) e do tempo de deslocamento posterior do CP (b), nas duas condições de perturbação, para os quatro grupos etários. ....87
- Figura 22: Médias e respectivos desvios padrão da amplitude e tempo de deslocamento posterior do CP antes da perturbação por iniciativa própria. ....88
- Figura 23: Médias (linha contínua) e respectivos desvios padrão (linhas pontilhadas) dos deslocamentos do CP antes e após as perturbações externamente impostas (a-d) e por iniciativa própria (e-h) dos quatro grupos etários GAJ (a e e), GA (b e f), GMI (c e g) e GI (d e h).....89
- Figura 24: Valores médios e os respectivos desvios padrão da variação angular da articulação do tornozelo, joelho e quadril nas duas condições de perturbação, para os quatro grupos etários. ....91
- Figura 25: Valores médios e os respectivos desvios padrão da latência dos músculos tibial anterior (a) após o deslocamento da plataforma móvel para frente e do músculo gastrocnêmio ventre medial (b) após o deslocamento da plataforma móvel para trás, para os quatro grupos etários.....97

## 1) INTRODUÇÃO

A capacidade de manter o equilíbrio corporal é um pré-requisito para execução de muitas atividades da vida diária e possibilita a adoção e/ou manutenção de um estilo de vida móvel e independente (MAKI, MCLROY, 1996). Para executar movimentos voluntários, para, simplesmente, manter o corpo em postura ereta, ou para movê-lo de forma controlada, os seres humanos necessitam, além de ativar os músculos ou grupos musculares responsáveis pelo movimento, ativar músculos ou grupos musculares que têm por objetivo manter a orientação corporal desejada e manter o centro de gravidade (projeção vertical do centro de massa) posicionado dentro da área da base de suporte, delimitada pelos pés. Para conseguir manter o corpo orientado e equilibrado, e o centro de gravidade dentro dos limites da base de suporte, os seres humanos dependem de um adequado funcionamento do sistema de controle postural.

O sistema de controle postural basicamente possui dois objetivos comportamentais: equilíbrio e orientação postural (HORAK, MACPHERSON, 1996). Para alcançar tais objetivos, o sistema de controle postural deve manter um relacionamento coerente e estável entre o sistema sensorial e motor. O sistema de controle postural recebe informações dos sistemas visual, somatossensorial e vestibular (NASHNER 1981, HORAK, MACPHERSON, 1996) e utiliza estas informações para organizar as ações motoras necessárias para alcançar e/ou manter o equilíbrio e a orientação postural.

Com o avanço da idade, os seres humanos apresentam alterações estruturais e funcionais que alteram seu relacionamento com o ambiente. O processo de envelhecimento está associado, dentre outros fatores, a mudanças na composição corporal, em parâmetros fisiológicos e neurofisiológicos, nos sistemas sensoriais, no sistema neuromuscular e na velocidade de processamento de informação no sistema nervoso central (SPIRDUSO, 1995). Todas estas alterações estariam, umas em maior e outras em menor proporção, levando os idosos a apresentar problemas em manter o equilíbrio e a orientação corporal desejada.

Alguns estudos têm apontado que os idosos apresentam alterações comportamentais durante a manutenção da postura ereta não perturbada. Os idosos oscilam mais que os adultos jovens, tanto de olhos abertos, quanto de olhos fechados (HORAK, SHUPERT, MIRKA, 1989). A maior oscilação corporal em idosos seria um indício de alterações no sistema de controle postural. Além disso, os idosos apresentam dificuldade em organizar suas ações posturais em situações onde o equilíbrio é perturbado (INGLIN, WOOLLACOTT, 1988; WOOLLACOTT, SHUMWAY-COOK, NASHNER, 1986; WOOLLACOTT, MANCHESTER, 1993). Quando os seres humanos executam movimentos voluntários ou quando uma perturbação é temporalmente previsível, o sistema de controle postural busca realizar ajustes posturais antecipatórios a fim de minimizar os efeitos que a mudança de posição de um ou mais segmentos, durante a realização de um movimento voluntário, possam ocasionar no equilíbrio e na orientação postural (HAY, REDON, 1999; ARUIN, LATASH, 1996; ARUIN, SHIRATORI, LATASH, 2001). Nesta situação, os idosos conseguem gerar os ajustes posturais antecipatórios, entretanto eles apresentam maior dificuldade na realização destes ajustes, o que os torna mais suscetíveis a quedas durante a realização de movimentos voluntários. Entretanto, os idosos, para minimizar os efeitos da perturbação, podem fazer uso de mecanismos compensatórios para manter o equilíbrio corporal (GODOI, BARELA, 2002).

Quando a perturbação é causada por algum evento externo, o ser humano apenas tem condições de responder à perturbação organizando ajustes posturais reativos para diminuir os efeitos da perturbação sobre os

deslocamentos de seu centro de massa (CM), e conseqüentemente, sobre seu equilíbrio. Quanto mais rápida for esta resposta, menor será o deslocamento do CM do corpo e, deste modo, será mais fácil e rápida a retomada do equilíbrio. Entretanto, os idosos levam um tempo maior para ativar os músculos responsáveis por manter o equilíbrio quando submetidos a este tipo de perturbação. Quando a perturbação é gerada pela movimentação da superfície de suporte, os idosos apresentam uma latência entre o início da perturbação e o início da resposta muscular maior que os adultos, apresentam também uma ativação muscular com menor intensidade logo após a perturbação e por fim, apresentam, na maioria das vezes, um padrão de ativação muscular diferente do padrão apresentado pelos adultos (WOOLLACOTT, SHUMWAY-COOK, NASHNER, 1986; LIN, WOOLLACOTT, 2002).

Um outro fator que poderia influenciar no comportamento menos estável do sistema de controle postural verificado em idosos seria o modo como ocorre o relacionamento entre informação sensorial e ação motora. Através do paradigma da sala móvel foi verificado que os seres humanos acoplam suas oscilações corporais ao movimento contínuo de um estímulo visual (DIJKSTRA, SCHÖNER, GIELEN, 1994; DIJKSTRA, SCHÖNER, GIESE, GIELEN, 1994; FREITAS JÚNIOR, BARELA, 2002). Os idosos, aparentemente, apresentam uma força de acoplamento e um relacionamento temporal semelhante aos apresentados pelos adultos (POLASTRI, BARELA, BARELA, 2001). Entretanto, poucos foram os estudos que verificaram o acoplamento e comportamento de idosos quando estes foram submetidos a um cenário visual movimentado continuamente.

De forma geral, embora a literatura aponte a importância do sistema de controle postural para realização de quase a totalidade das ações motoras e aponte também para alterações comportamentais verificadas no sistema de controle postural de pessoas idosas, ainda não foram determinados quais são os fatores que poderia estar colaborando para estas alterações. Além disso, ainda não foi determinado em que momento, durante ou após a idade adulta, as alterações comportamentais no controle postural, verificadas em pessoas idosas, começam a ocorrer.

Deste modo, o objetivo deste estudo foi verificar as características comportamentais do sistema de controle postural de jovens, adultos e idosos para determinar em que momento, durante ou após a idade adulta, o sistema de controle postural começa a sofrer alterações comportamentais que influenciam em seu desempenho e quais seriam os fatores responsáveis por tais alterações.

## **2) REVISÃO DE LITERATURA**

A presente revisão de literatura é dividida em quatro partes. Na primeira parte são apresentados os conceitos básicos de controle postural, sua importância, os sistemas envolvidos e os mecanismos de controle utilizados pelo sistema de controle postural para a manutenção do equilíbrio e orientação postural. Posteriormente, as alterações estruturais dos sistemas sensoriais e neuromotor decorrentes do processo de envelhecimento, e suas consequências funcionais, são mencionadas. Na terceira parte, a relação entre envelhecimento e controle postural é abordada. Por fim, algumas questões são levantadas sobre as causas das alterações comportamentais verificadas no controle postural de indivíduos idosos e sobre quando estas alterações têm início.

### ***2.1 Controle Postural***

O termo “postura” representa o posicionamento dos segmentos corporais, um em relação aos outros e da orientação destes segmentos no espaço (GHEZ, 1991). Ainda, este termo abrange vários aspectos do controle motor, tais como, o controle da posição do CM do corpo, a estabilização do corpo durante a realização de movimentos voluntários e a manutenção dos segmentos corporais em uma orientação específica com relação aos outros segmentos, ao ambiente, ou a ambos (HORAK, MACPHERSON, 1996). O controle

postural pode ser definido, ainda, como o processo pelo qual o sistema nervoso central gera padrões de atividade muscular requeridas para regular a relação entre CM do corpo e a base de suporte (MAKI, MCLROY, 1996).

Para os seres humanos, a manutenção de uma postura ereta estável é uma tarefa bastante complexa, pois esta postura deve ser mantida sob a ação de forças externas que desestabilizam o corpo e sobre uma base de suporte de área relativamente pequena. Para que o corpo humano se mantenha estável em postura ereta, o sistema de controle postural deve organizar suas ações de forma eficiente, controlando as forças que atuam sobre o corpo, e as utilizando em seu favor, e controlando e coordenando as ações dos segmentos corporais uns em relação aos outros e em relação ao ambiente.

Segundo Horak e Macpherson (1996), o controle postural possui dois objetivos comportamentais: a orientação e o equilíbrio postural. A orientação postural está relacionada ao posicionamento e ao alinhamento dos segmentos corporais um em relação aos outros e em relação ao ambiente. O equilíbrio postural 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. Estas forças agem acelerando o corpo, fazendo com que este altere seu alinhamento e afaste-se da posição desejada e considerada mais estável. O equilíbrio é alcançado quando todas as forças que agem neste corpo, tanto externas como internas, estão controladas, o que faz com que o corpo permaneça em uma orientação e posição desejada ou que se mova de uma maneira controlada.

Para alcançar e manter a orientação e o equilíbrio postural, o sistema de controle postural deve utilizar informações sobre o posicionamento dos segmentos corporais e sobre as forças que estão atuando sobre estes segmentos provenientes dos sistemas sensoriais, e então, produzir atividade muscular correspondente para manter ou alcançar uma posição corporal desejada. Com isso, pode-se afirmar que o equilíbrio e a orientação postural são alcançados por meio de uma relação complexa e dinâmica entre informações sensoriais e atividade muscular (BARELA, 1997).

### 2.1.1 Aspectos biomecânicos do controle postural

Muitas atividades que os seres humanos realizam, são executadas em postura ereta, com o corpo alinhado verticalmente em relação ao solo e em contraposição à força da gravidade. Esta posição, para a maioria dos seres humanos, é mantida sem dificuldade. Mas, apesar de aparentemente simples, a manutenção desta posição necessita de um trabalho eficiente do sistema de controle postural.

O corpo humano em postura ereta é caracterizado como um pêndulo invertido multissegmentar e eminentemente instável devido, principalmente, a ações da força da gravidade e de forças desestabilizadoras adicionais, que surgem em razão da realização de movimentos corporais e da interação deste corpo com o ambiente (MAKI, MCLROY, 1996) e devido ao tamanho da base de suporte onde este corpo é mantido. Para o corpo permanecer em postura ereta e alinhado verticalmente em relação ao solo, a posição e a velocidade de deslocamento do centro de massa (CM) devem ser controladas e a projeção vertical do CM, ou o centro de gravidade (CG), deve ser mantida dentro dos limites da área da base de suporte, compreendida pelos pés (WINTER, 1995; GU, SCHULTZ, SHEPARD, ALEXANDER, 1996). O CM é o ponto no qual toda a massa do corpo está equilibrada e onde se encontra a resultante de todas as forças externas que agem sobre o corpo (WINTER, 1995; HORAK, MACPHERSON, 1996).

Para manter o CG dentro dos limites da base de suporte, o sistema de controle postural busca sempre alcançar um estado de equilíbrio entre as forças externas (gravitacionais, inerciais, de atrito e de reação) que atuam sobre o corpo e as forças internas (torques articulares) geradas por meio de contrações musculares executadas pelo indivíduo (WINTER, 1995). A manutenção do equilíbrio e da posição corporal desejada requer aplicação de força contra a superfície de suporte com o intuito de mover ou manter o CM em uma região de estabilidade. O ponto de aplicação da força vertical resultante, agindo sobre a superfície de suporte, é denominado de centro de pressão (CP) e representa o resultado das ações do sistema de controle postural e da força

da gravidade (DUARTE, ZATSIORSKY, 2002; HORAK, MACPHERSON, 1996; WINTER, 1995). Assim, a transformação das contrações musculares em força e, então, em movimento do CM, é uma atividade mecanicamente complexa em virtude do sistema neuromuscular possuir um grande número de graus de liberdade (grupos musculares, articulações, etc.) que devem ser controlados (BERNSTEIN, 1967; HORAK, MACPHERSON, 1996) de modo contínuo, durante a manutenção da postura ereta.

### 2.1.2 Participação do sistema neuromuscular no controle postural

Um controle ativo dos músculos por parte do sistema nervoso central (SNC) é necessário para a manutenção da posição e orientação corporal em função do corpo humano, mantido em postura ereta, ser um sistema multisegmentar e inerentemente instável devido aos graus de liberdade proporcionados pela sua característica multisegmentar. Com isso, muitas variáveis são controladas dinamicamente, desde variáveis mais simples como a força e o comprimento muscular, até as mais complexas como a orientação dos segmentos e a posição do CM (HORAK, MACPHERSON, 1996).

Os músculos responsáveis pela manutenção da postura ereta apresentam ativação de intensidade pequena ou moderada e o número de vezes que estes músculos são ativados com uma intensidade maior é pequeno (SOAMES, ATHA, 1981). Entretanto, em função do corpo, durante a manutenção da postura ereta não perturbada, estar sendo submetido à ação de forças externas que podem levá-lo para longe de uma posição considerada estável, o sistema de controle postural utiliza mecanismos compensatórios para controlar os deslocamentos do CM do corpo. Um destes mecanismos compensatórios seria o aumento da rigidez intersegmentar causado pelo aumento do nível de ativação tônica dos músculos posturais, gerado de forma ativa, e pelas características passivas dos músculos, tendões e ligamentos. A utilização deste mecanismo reduz a oscilação em postura ereta não perturbada, diminui as exigências de controle por parte do SNC e estabiliza partes do corpo durante a realização de movimentos voluntários (HORAK, MACPHERSON, 1996).

Um outro mecanismo utilizado pelo sistema de controle postural para o controle da postura em situações normais e de perturbação é a utilização de um número restrito de padrões de ativação muscular e, por conseqüência, um número restrito de movimentos posturais (DIENER, HORAK, NASHNER, 1988; GATEV, THOMAS, KEPPEL, HALLETT, 1999; NASHNER, 1977). As formas pelas quais o sistema de controle postural atua para o controle da postura ereta em situações normais ou perante as perturbações são denominadas de estratégias de controle. As estratégias de controle utilizadas por este sistema podem ser classificadas, de acordo com o padrão de ativação muscular e de movimento postural, em três tipos de estratégias: a estratégia de tornozelo, a estratégia de quadril e estratégia do passo (HORAK, MACPHERSON, 1996).

A estratégia do tornozelo é a resposta usualmente utilizada durante a manutenção da postura ereta não perturbada (GATEV, THOMAS, KEPPEL, HALLETT, 1999), sendo também utilizada para o controle postural em pequenas perturbações. Esta estratégia busca manter ou alcançar uma posição estável do CM do corpo e manter o alinhamento do corpo por meio de movimentos corporais realizados principalmente sobre a articulação do tornozelo, mantendo o corpo rígido com uma movimentação mínima das articulações do joelho e quadril. A utilização desta estratégia faz com que o corpo oscile como um pêndulo invertido utilizando a articulação do tornozelo como eixo de rotação.

A estratégia do quadril é útil para respostas à perturbações rápidas e de grandes amplitudes, e sob condições onde é difícil produzir torque ao nível do tornozelo, como por exemplo, quando um indivíduo se mantém em pé sobre uma superfície estreita ou em uma superfície deformável, ou durante uma grande inclinação do corpo à frente. Esta estratégia consiste na inclinação do tronco para frente ou para trás, em função de uma flexão ou hiperextensão do quadril, e ao mesmo tempo, uma movimentação contrária das articulações do tornozelo e pescoço. Esta estratégia se caracteriza por uma ativação seqüencial dos músculos do pescoço, abdominais e coxa, o que significa a adoção de uma seqüência proximal-distal de ativação muscular, e pela maior aplicação da força de reação do solo na direção horizontal (HORAK, SHUPERT, MIRKA, 1989; HORAK, MACPHERSON, 1996; GATEV, THOMAS, KEPPEL, HALLETT,

1999). Utilizando esta estratégia, o corpo oscila como um duplo pêndulo invertido, com eixos de rotação no tornozelo e no quadril, que oscilam em direções opostas.

As estratégias de tornozelo e quadril são desencadeadas pelo sistema de controle postural em função de prioridades que o indivíduo possui durante a manutenção da postura ereta. Por exemplo, a estratégia do quadril permite movimentos mais rápidos do CM quando comparada com a estratégia de tornozelo. A estratégia de tornozelo, por sua vez, mantém o alinhamento vertical dos membros e do tronco, o que a estratégia do quadril não faz. Deste modo, se o objetivo do sistema de controle postural for retornar o CM a uma posição de equilíbrio o mais rápido possível após uma perturbação, a utilização da estratégia do quadril é a mais indicada. Se o objetivo for manter o corpo alinhado e se não houver necessidade de retornar o CM rapidamente ao seu ponto de equilíbrio, a estratégia do tornozelo será a adotada (HORAK, MACPHERSON, 1996).

A tarefa e o contexto também interferem na escolha de uma ou outra estratégia. Em tarefas e contextos mais simples a estratégia de tornozelo é a mais requisitada, entretanto, quando a superfície de suporte é alterada, por meio da diminuição desta, ou quando o indivíduo permanece sobre uma superfície deformável o sistema de controle postural tem preferência para o uso da estratégia do quadril (DIENER, HORAK, NASHNER, 1988; GATEV, THOMAS, KEPPEL, HALLETT, 1999; RUNGE, SHUPERT, HORAK, ZAJAC, 1999). Contudo, tais estratégias são extremos de um continuum. A mistura de tais estratégias pode ser, e na maioria dos casos é, a mais utilizada, com a predominância de uma ou outra estratégia. Segundo Gatev, Thomas, Keppel e Hallett (1999), alguns estudos têm sugerido que uma estratégia mista tornozelo-quadril, ao invés de uma estratégia pura de tornozelo ou quadril, seria usada para corrigir perturbações posturais de qualquer magnitude se o objetivo principal for o mínimo esforço neural. Tal hipótese foi sugerida, segundo estes autores, baseada na observação da ineficiência dos torques gerados ao nível da articulação do tornozelo em corrigir de forma satisfatória o equilíbrio, devido ao grande momento de inércia do corpo que pode ser gerado por perturbações, e

na observação da dificuldade de controle independente dos mecanismos posturais do tornozelo e do quadril. Entretanto, a adoção de tal estratégia é ainda motivo de muita controvérsia.

Por fim, para perturbações muito rápidas e/ou muito grandes ou quando o objetivo de manter uma orientação vertical do tronco predomina, os indivíduos podem responder com uma terceira estratégia, a estratégia do passo. Esta estratégia é normalmente usada quando as estratégias do tornozelo e quadril são inadequadas e/ou ineficazes para a manutenção do equilíbrio e da orientação corporal desejada, e quando a utilização desta estratégia não é restringida, e consiste em dar um passo à frente ou atrás, aumentando assim área da base de suporte (HORAK, SHUPERT, MIRKA, 1989; MAKI, MCLROY, 1996).

### 2.1.3 Participação dos sistemas sensoriais no controle postural

Além dos graus de liberdade do sistema neuromuscular, o sistema de controle postural tem sua complexidade aumentada em virtude do grande número de estímulos sensoriais e, conseqüentemente, do grande fluxo de informações que chegam constantemente ao sistema de controle postural. Os estímulos são captados principalmente pelos sistemas visual, somatossensorial e vestibular (NASHNER, 1981; WINTER, 1995; HORAK, MACPHERSON, 1996). Estes estímulos são enviados ao SNC, e lá são integrados, para oferecer ao sistema de controle postural, informações sobre a orientação dos segmentos corporais uns em relação aos outros e em relação ao ambiente (HORAK, MACPHERSON, 1996; NASHNER, 1981; OIE, KIEMEL, JEKA, 2002).

Dada a importância dos sistemas vestibular, somatossensorial e visual para o controle postural, uma breve revisão sobre as características estruturais e sobre a função de cada um dos sistemas sensoriais para o controle postural é apresentada. Também, a integração sensorial e a importância ou o peso dado a cada informação sensorial é abordada a seguir.

O sistema vestibular possui, basicamente, duas porções: uma central e outra periférica. A porção periférica do sistema vestibular está localizada na

orelha interna, e é formada pelos canais semicirculares, sáculo e utrículo. Estas estruturas possuem em seu interior complexos receptores nervosos, as células ciliadas vestibulares, que são inervadas por terminais periféricos de neurônios sensoriais bipolares, que quando excitados, devido a movimentos da cabeça, enviam impulsos nervosos por meio do oitavo nervo craniano ao núcleo vestibular, localizado no tronco cerebral, e para o cerebelo (para maiores detalhes ver KELLY, 1991). Os estímulos captados pelo sistema vestibular são importantes para o controle da postura, pois eles fornecem informações sobre a orientação espacial da cabeça em relação à atuação da força gravitacional, baseados na informação de aceleração linear e angular da cabeça.

O sistema somatossensorial tem como principais sensores aferentes os mecanoreceptores localizados na pele, receptores de pressão localizados em camadas mais profundas da pele, fusos musculares localizados nos músculos esqueléticos, órgãos tendinosos de Golgi localizados nas junções músculo-tendíneas e receptores articulares localizados na cápsula articular e nos ligamentos (HORAK, MACPHERSON, 1996). Este sistema fornece um conjunto de informações sobre: (a) a posição e a velocidade de todos os segmentos corporais, em relação aos outros segmentos e em relação ao ambiente, (b) o comprimento muscular e (c) o contato com objetos externos, incluindo o contato com a superfície de suporte (NASHNER, 1981; WINTER, 1995; HORAK, MACPHERSON, 1996). Os sensores somatossensoriais em razão de estarem distribuídos por todo o corpo, são importantes para determinar o posicionamento dos segmentos corporais e o relacionamento entre eles (HORAK, MACPHERSON, 1996), e deste modo, são de grande importância na orientação e no equilíbrio postural.

O sistema visual também é uma importante fonte de informação do sistema de controle postural. Este sistema fornece informações do ambiente e da direção e velocidade dos movimentos corporais em relação ao ambiente (NASHNER, 1981). Além disso, o sistema visual diferencia o que é auto-movimento, ou movimento do próprio corpo, do que é movimento do objeto no ambiente. Sua eficácia para o controle postural depende, basicamente, da

eficiência deste sistema em detectar movimentos corporais relativo a um determinado ambiente (PAULUS, STRAUBE, KRAFCZIK, BRANDT, 1989).

Segundo Paulus, Straube, Krafczyk e Brandt (1989), quando o indivíduo se encontra em postura ereta não perturbada, o principal estímulo visual para o sistema de controle postural controlar o grau de oscilação corporal na direção ântero-posterior seria o deslocamento de um alvo ou cenário visual estruturado na retina. Quando o indivíduo oscila para frente, ele diminui a distância entre ele e o alvo visual, e esta diminuição na distância faz com que o alvo visual se expanda (aumente de tamanho) na retina. Ao contrário, quando o indivíduo realiza uma oscilação para trás, ele aumenta a distância entre ele e o alvo visual, e este aumento faz com que o alvo visual se contraia (diminua de tamanho) na retina. O sistema de controle postural busca minimizar as alterações do cenário visual na retina para minimizar a oscilação corporal. Deste modo, a diminuição ou a eliminação da informação visual durante o controle da postura ereta não perturbada faz com que as oscilações corporais aumentem (PAULUS, STRAUBE, BRANDT, 1984; PAULUS, STRAUBE, KRAFCZIK, BRANDT, 1989). Para o controle da oscilação corporal na direção médio-lateral o sistema de controle postural utiliza a informação do movimento lateral do alvo ou cenário causada pelo seu próprio movimento e procura também minimizar este movimento (PAULUS, STRAUBE, BRANDT, 1984).

Alguns fatores interferem no modo com que a informação visual é utilizada pelo sistema de controle postural. Um fator importante seria a distância entre o indivíduo e um alvo visual ou um cenário visual estruturado. A oscilação corporal se torna maior quando a distância entre os olhos e o alvo visual é aumentada. Isto ocorre, pois, quando há um aumento na distância, a influência do deslocamento do alvo ou cenário é reduzida em função da diminuição do tamanho do alvo ou cenário projetado na retina. Os objetos observados visualmente devem estar a menos de 2,5 metros de distância do indivíduo para que a informação visual seja utilizada de forma eficiente para estabilização da postura (PAULUS, STRAUBE, BRANDT, 1984; PAULUS, STRAUBE, KRAFCZIK, BRANDT, 1989). Outros fatores tais como a acuidade visual, excentricidade, nível de iluminação, localização e tamanho do estímulo dentro

do campo visual também interferem em como a informação visual é usada para estabilizar a postura (PAULUS, STRAUBE, BRANDT, 1984; PAULUS, STRAUBE, KRAFCZYK, BRANDT, 1989, HORAK, MACPHERSON, 1996).

Para que o sistema de controle postural obtenha uma informação mais precisa sobre o posicionamento do CM do corpo, os estímulos sensoriais, provenientes dos sistemas visual, vestibular e somatossensorial, devem ser integrados no SNC a fim de proporcionar uma acurada representação dos movimentos do CM e, deste modo, proporcionar um controle postural efetivo e flexível (HORAK, SHUPERT, MIRKA, 1989; HORAK, MACPHERSON, 1996; OIE, KIEMEL, JEKA, 2002).

A integração sensorial também é importante em situações onde um tipo de informação sensorial não pode ser utilizado de forma correta, em função de déficits em um dos sistemas sensoriais ou em função do contexto onde a tarefa de permanecer em pé está sendo realizada. Em todos os casos, o sistema de controle postural, durante a integração das informações sensoriais, deve, de forma dinâmica, selecionar as informações sensoriais mais relevantes dentro de um determinado contexto e dar pesos diferentes a estas informações durante a manutenção da postura ereta (HORAK, MACPHERSON, 1996; OIE, KIEMEL, JEKA, 2002). Por exemplo, quando um indivíduo passa de um ambiente bem iluminado e estruturado para um ambiente com pouca ou nenhuma iluminação, seu sistema de controle postural deve, o mais rápido possível, mudar os pesos dados às informações sensoriais diminuindo o peso dado à informação visual e aumentando o peso dado às informações fornecidas pelos outros sistemas sensoriais (vestibular e somatossensorial), em função da visão não mais informar adequadamente ao sistema de controle postural a posição do indivíduo no espaço. Deste modo, o sistema de controle postural pode, de forma dinâmica, buscar as informações mais relevantes e adequadas àquela situação e gerar uma informação mais precisa do posicionamento do CM do corpo.

#### 2.1.4 Relacionamento entre informação sensorial e ação motora

Além da integração sensorial, o sucesso do controle postural depende também de um relacionamento coerente e estável entre informação sensorial e ação motora. Este relacionamento pode ser interpretado como resultado de uma dependência mútua entre o que é percebido e a ação motora executada (SCHÖNER, 1991), ou seja, a informação sensorial influencia as ações motoras executadas e, simultaneamente, a execução destas ações motoras altera o fluxo de informação sensorial disponível. Por exemplo, durante a manutenção da postura ereta, quando uma oscilação para frente é detectada pelos sistemas sensoriais, ocorrem mudanças no comportamento dos músculos posteriores dos membros inferiores e tronco para que esta oscilação seja revertida. Simultaneamente a esta mudança, ocorre alteração nas informações sensoriais disponíveis. Assim que a oscilação é revertida, um novo fluxo de informações faz-se disponível, indicando a inversão da direção da oscilação corporal. Quando os sistemas sensoriais detectam oscilação corporal para trás, os músculos anteriores são ativados e o mesmo processo é repetido. Assim, nas situações em que esta dependência mútua entre informação sensorial e ação motora são repetidas ou manifestadas de forma regular, o padrão ou ciclo percepção-ação é formado (SCHÖNER, 1991; BARELA, 2000).

Este padrão percepção-ação emerge do acoplamento entre o que é percebido (informação sensorial) e a ação motora executada. O sistema de controle postural busca manter a estabilidade e a coerência deste relacionamento para que este sistema esteja apto a enfrentar os vários tipos de perturbação ao qual este é continuamente exposto (SCHÖNER, DIJKSTRA, JEKA, 1998). A coerência e a estabilidade deste relacionamento são construídas e refinadas por meio da experiência e da prática de determinada posição corporal. Durante este processo, quadros de referência são formados através da sintonização e integração das informações sensoriais, seguido da seleção da informação mais relevante para cada contexto e, deste modo, os indivíduos procuram manter estáveis tais quadros de referência por meio de uma relação coerente entre informação sensorial e ação motora.

Uma das formas de se verificar como ocorre o relacionamento entre informação sensorial e ação motora é através da manipulação de um canal sensorial e posterior verificação das mudanças comportamentais em virtude de tal manipulação, e através da relação entre as mudanças da informação sensorial e as alterações nas ações motoras (SCHÖNER, DIJKSTRA, JEKA, 1998; BARELA, 2000). Um exemplo clássico deste tipo de manipulação é o paradigma da “sala móvel”, utilizado originalmente por Lee e colaboradores (LEE, ARONSON, 1974; LEE, LISHMAN, 1975; LISHMAN, LEE, 1973). Estes estudos pioneiros tinham como objetivo verificar a influência das alterações do fluxo óptico, ocasionado por movimentos do cenário visual, no controle postural.

No paradigma experimental da “sala móvel”, o participante permanece em postura ereta dentro de uma sala (cenário visual) que é movimentada de forma independente ao piso onde o participante está posicionado. Esta movimentação do cenário visual causa alterações no fluxo óptico dos participantes posicionados dentro deste ambiente. Como consequência da alteração do fluxo óptico, os participantes apresentam ajustes posturais coerentes na mesma direção do movimento do estímulo visual (LISHMAN, LEE, 1973; LEE, ARONSON, 1974; LEE, LISHMAN, 1975).

Uma possível explicação para este fenômeno é que quando os participantes são submetidos aos movimentos de um cenário visual, eles procuram minimizar as alterações da imagem desse cenário projetado na retina, pois, é deste modo que o sistema de controle postural procura manter a relação entre a informação visual e o posicionamento corporal durante a manutenção da postura ereta em ambiente estacionário. Assim, quando o cenário visual é movimentado, os indivíduos produzem oscilações corporais correspondentes ao movimento do cenário visual para manter o quadro de referência estabelecido.

A maioria dos estudos utilizando o paradigma experimental da sala móvel buscava verificar o papel desempenhado pelo sistema visual no controle postural frente ao estímulo visual apresentado. O objetivo principal destes estudos era verificar se o estímulo visual fornecido pelo deslocamento da sala móvel desencadearia oscilações corporais em resposta a este estímulo. Em

todas as faixas etárias, desde bebês recém-nascidos (JOUEN, 1988), passando por crianças (LEE, ARONSON, 1974; WANN, MON-WILLIAMS, RUSHTON, 1998) e adultos (LISHMAN, LEE, 1973; LEE, LISHMAN, 1975), até em pessoas idosas (WADE, LINDQUIST, TAYLOR, TREAT-JACOBSON, 1995; SUNDERMIER, WOOLLACOTT, JENSEN, MOORE, 1996), os estímulos visuais desencadearam respostas posturais coerentes e na mesma direção do estímulo.

A partir do final da década de 80 e no início da década de 90, do século passado, o paradigma da sala móvel começou a ser utilizado para verificar o relacionamento entre informação sensorial e ação motora (DIJKSTRA, SCHÖNER, GIELEN, 1994; DIJKSTRA, SCHÖNER, GIESE, GIELEN, 1994; VAN ASTEN, GIELEN, DENIER VAN DER GON, 1988). Dijkstra e colaboradores foram um dos primeiros a analisar como ocorre e quais os fatores que interferem no acoplamento entre informação sensorial e ação motora. Utilizando uma sala móvel “virtual”, que simulava movimentos do ambiente de forma tridimensional, estes autores verificaram que o sistema de controle postural acopla de forma coerente e estável as oscilações corporais ao estímulo visual e que o sistema de controle postural, de forma adaptativa, altera seus parâmetros em função das mudanças nas características do estímulo visual.

Dijkstra, Schöner e Gielen (1994) realizaram um estudo onde o acoplamento entre a informação visual e as oscilações corporais foi observado durante movimentos da sala a uma frequência de 0,2 Hz e com os participantes posicionados em diferentes distâncias do cenário visual. Este estudo foi realizado para testar um modelo matemático criado por Schöner (1991), que buscava explicar o relacionamento entre informação visual e oscilação corporal de forma linear. Tal modelo previa, entre outras coisas, que a força do acoplamento e a estabilidade temporal diminuiria de forma linear com o aumento da distância ou profundidade visual. Os resultados deste estudo indicaram que há uma redução na força de acoplamento com o aumento da distância entre o participante e o cenário visual, mas que esta diminuição não ocorria como proposto pelo modelo. Dijkstra, Schöner e Gielen (1994) chegaram a esta conclusão depois de observarem que a força de acoplamento (ganho) diminuía de forma não proporcional à diminuição da taxa de expansão

óptica, com o aumento da distância entre o indivíduo e o cenário, ou seja, a diminuição da força de acoplamento foi qualitativamente menor do que se esperava com o aumento da distância. Este foi o primeiro passo para que estes autores chegassem à conclusão que os parâmetros utilizados pelo sistema de controle postural podem mudar em função da característica da informação visual, adaptando, desta forma, a suas características.

O segundo passo veio com os estudos de Dijkstra, Schöner, Giese e Gielen (1994), que observaram os efeitos da alteração das frequências de oscilação da sala móvel no acoplamento entre informação visual e oscilação corporal. Estes autores verificaram que quando os indivíduos são submetidos a alterações na frequência do estímulo, o sistema de controle postural consegue igualar a frequência natural de oscilação deste sistema à frequência do estímulo visual e ainda consegue manter um forte acoplamento e um relacionamento temporal estável entre informação visual e as oscilações corporais. Estes resultados também indicam a ocorrência de adaptação do sistema de controle postural às características da informação visual, já que a oscilação corporal gerada pela estimulação óptica levou a ajustes na parte não visual do sistema de controle postural (vestibular, somatossensorial e motora). Tais ajustes fizeram com que o sistema de controle postural fosse mais responsivo ao estímulo visual em função deste sistema ajustar sua frequência de oscilação a frequência do estímulo visual, alterando assim a frequência natural de oscilação deste sistema. Em suma, os resultados destes estudos indicam que o indivíduo é capaz de se relacionar de forma coerente e estável ao estímulo visual, adaptando os parâmetros do sistema de controle postural às características do estímulo.

#### 2.1.5 Mecanismos de controle para os ajustes posturais

Além do sistema de controle postural ter que se adaptar às características das informações sensoriais, ele também deve ser capaz de adaptar suas ações ao grande número de perturbações mecânicas que é imposto ao corpo. Quando o corpo é submetido a perturbações mecânicas ou

sensoriais, o sistema de controle postural deve desenvolver mecanismos de controle para que tais perturbações não venham a levar o indivíduo a sofrer desequilíbrios. As perturbações que influenciam o equilíbrio corporal podem ter origem interna ou externa. Os ajustes posturais que minimizam os efeitos da perturbação são alcançados, basicamente, por dois mecanismos de controle: o mecanismo antecipatório ou de *feedforward*, e o mecanismo reativo ou de *feedback* (GHEZ, 1991, HORAK, MACPHERSON, 1996).

A execução de movimentos voluntários, tais como levantar o braço ou dar um passo, seria a principal fonte de perturbação interna ao equilíbrio. Quando um movimento voluntário é executado, a configuração do corpo é mudada e, como resultado, o CM é deslocado. Para diminuir os efeitos das perturbações e diminuir o deslocamento do CM, o sistema de controle postural organiza e desencadeia ajustes posturais antes do início do movimento voluntário ou que ocorra de forma simultânea a ele (HAY, REDON, 1999; ARUIN, LATASH, 1996; ARUIN, SHIRATORI, LATASH, 2001). Também, quando a perturbação é temporalmente previsível, o sistema de controle postural também é capaz de realizar ajustes posturais de forma antecipatória para minimizar os efeitos da perturbação (ARUIN, SHIRATORI, LATASH, 2001).

Uma das formas de verificar a eficiência do sistema de controle postural em produzir ajustes antecipatórios é verificar, durante a execução de um movimento voluntário, o início da atividade eletromiográfica dos músculos responsáveis pela manutenção do equilíbrio e, também, relacioná-la ao início da atividade eletromiográfica dos músculos responsáveis pela realização do movimento voluntário. Em adultos, o intervalo entre a ativação dos músculos responsáveis pelo controle postural e a ativação dos músculos responsáveis pelo movimento focal varia em torno de 100 a 200 ms (INGLIN, WOOLLACOTT, 1988; WOOLLACOTT, MANCHESTER, 1993). Entretanto, este tempo varia em função do tipo de movimento executado e da velocidade deste movimento (HORAK, MACPHERSON, 1996). Em alguns casos, quando o movimento é muito lento ou causam pouca perturbação, pode até mesmo não haver ajustes posturais antecipatórios (ARUIN, LATASH, 1996; HORAK, MACPHERSON, 1996;

WOOLLACOTT, MANCHESTER, 1993) ou os ajustes podem ocorrer simultaneamente ao movimento.

Uma outra forma de verificar o comportamento do sistema de controle postural frente a uma perturbação gerada por um movimento voluntário é por meio dos deslocamentos do CP provocados por tal perturbação. Hay e Redon (1999) verificaram o comportamento do CP antes de um movimento voluntário de liberação de uma carga e observaram um pequeno deslocamento do CP, momentos antes da perturbação (cerca de 100 ms). Este pequeno deslocamento do CP foi em direção oposta ao deslocamento do CP provocado pela perturbação. O resultado deste deslocamento ocorrido de forma antecipatória foi uma diminuição do deslocamento do CP após a perturbação.

Além das perturbações geradas internamente em função da realização de movimentos voluntários, perturbações externas, de origem mecânica ou sensorial, também desencadeiam ajustes posturais que visam minimizar o deslocamento do CM. Quando uma perturbação ocorre de forma inesperada em função de um evento externo, os indivíduos podem apenas reagir ao imprevisto, ativando os músculos apropriados para contrabalançar os efeitos da perturbação. 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, REDON, 1999). Assim, quando ocorrem perturbações externamente impostas, reações posturais rápidas e automáticas devem ser executadas na tentativa de se opor à perturbação e prevenir a perda do equilíbrio (HORAK, MACPHERSON, 1996).

Para verificar os ajustes compensatórios é necessário perturbar o equilíbrio de alguma forma. Uma das formas mais utilizadas para perturbar o equilíbrio é movimentar a superfície de suporte. A partir de experimentos onde a superfície de suporte foi movimentada, surgiu o paradigma experimental da “plataforma móvel” que foi utilizado com animais e mais tarde foi adaptado para humanos por Nashner e colaboradores (NASHNER, 1976, 1977, HORAK, NASHNER, 1986, WOOLLACOTT, SHUMWAY-COOK, NASHNER, 1986). Neste paradigma experimental, o indivíduo permanece sobre uma plataforma que repentinamente é movimentada para frente ou para trás, ou girada para cima

ou para baixo. Esta movimentação da plataforma resulta em movimentos dos segmentos corporais e do corpo como um todo, o que pode causar mudanças tanto na orientação postural quanto no equilíbrio postural. Após a movimentação da plataforma, o equilíbrio postural e a orientação postural são restituídos através de forças musculares que compensam as forças não musculares geradas pela perturbação (BOTHNER, JENSEN, 2001).

Quando a plataforma é movimentada para frente ou para trás, há basicamente uma simulação de uma perturbação cotidiana sofrida pelos indivíduos quando estes estão em pé em um ônibus ou em um trem e este é acelerado ou parado bruscamente. Quando a superfície de suporte é movimentada para trás, em virtude da ação inercial, o corpo é projetado para frente. Esta perturbação desencadeia reações posturais com ativação dos músculos posteriores da perna (gastrocnêmio medial e lateral e sóleo), da coxa (ísqneo-tibiais), do tronco (paraespinhais), e pescoço, nesta seqüência. Ao contrário, quando a superfície de suporte é movimentada para frente, o corpo é projetado para trás. Este movimento desencadeia reações posturais dos músculos anteriores da perna (tibial anterior), da coxa (quadríceps), do tronco (reto abdominal) e pescoço, nesta seqüência. Então, na maioria das situações onde a superfície de suporte é movimentada, as reações desencadeadas ocorrem nos músculos contrários à direção da oscilação corporal e, além disso, estas reações posturais têm um padrão distal-proximal de ativação muscular (NASHNER, 1977), o que caracteriza a utilização da estratégia de tornozelo.

Entretanto, em situações onde a superfície de suporte é alterada ou reduzida (HORAK, NASHNER, 1986; GU, SCHULTZ, SHEPARD, ALEXANDER, 1996) e em situações onde a amplitude e/ou a velocidade de deslocamento da plataforma são muito grandes (DIENER, HORAK, NASHNER, 1988; RUNGE, SHUPERT, HORAK, ZAJAC, 1999) ocorrem alterações nos padrões de ativação muscular. Nestas, e em outras situações em que o grau de complexidade da tarefa é aumentado, os adultos preferencialmente utilizam o padrão proximal-distal de ativação muscular, ativando primeiramente os músculos do pescoço e, em seqüência, os músculos do tronco, coxa e perna. Os adultos também geram maiores torques articulares ao nível do quadril e aumentam a aplicação

de força de reação horizontal sobre a superfície de suporte quando submetidos a perturbações mais intensas (HORAK, NASHNER, 1986; GU, SCHULTZ, SHEPARD, ALEXANDER, 1996). Todos estes fatores indicam que quando indivíduos são submetidos a situações onde o equilíbrio corporal é fortemente perturbado, eles alteram seu comportamento frente à perturbação utilizando a estratégia de quadril em detrimento da estratégia de tornozelo, para manter a posição corporal desejada, pois como vimos anteriormente, a estratégia do quadril é utilizada para diminuir o tempo de retomada do equilíbrio corporal e a estratégia do tornozelo é predominantemente utilizada para manter o alinhamento vertical do corpo. Então, em situações onde o equilíbrio é fortemente perturbado, o sistema de controle postural dá prioridade à manutenção do equilíbrio e não à manutenção do alinhamento corporal como ocorre em situações de menor perturbação.

Um dos fatores que auxiliam a retomada mais rápida do equilíbrio após a movimentação da superfície de suporte é o tempo gasto pelo sistema de controle postural para desencadear respostas posturais em função da perturbação. Este tempo é denominado de latência e é definido como o intervalo de tempo entre o início do movimento da superfície de suporte e o início da ativação dos músculos responsáveis pela manutenção da postura ereta. Em adultos, esta latência varia de 70 a 100 ms (HORAK, MACPHERSON, 1996; WOOLLACOTT, SHUMWAY-COOK, NASHNER, 1986). Com esta latência reduzida, as respostas posturais são iniciadas antes que haja qualquer deslocamento significativo do CM (HORAK, MACPHERSON, 1996), o que facilita a recuperação do equilíbrio e diminui a possibilidade de quedas quando o equilíbrio for perturbado.

Além da latência reduzida, o sistema de controle postural deve ativar os músculos corretos para conter os deslocamentos do CM e ativá-los em intensidades e amplitudes apropriadas. Para isso, os estímulos sensoriais dos sistemas visual, somatossensorial e vestibular devem ser integrados para informar rápida e apropriadamente a magnitude e a direção da perturbação. Estas respostas posturais são modificadas por uma série de fatores que incluem a direção e a velocidade da perturbação, a posição inicial, a

experiência anterior, a integridade dos centros de controle e integridade dos sistemas sensoriais e motor (DIENER, HORAK, NASHNER, 1988; HORAK, DIENER, NASHNER, 1989; HORAK, MACPHERSON, 1996; HORAK, NASHNER, 1986; INGLIS, HORAK, SHUPERT, JONES-RYCEWICZ, 1994).

Em muitos casos onde o sistema de controle postural não consegue de forma apropriada gerar respostas motoras após uma perturbação ao equilíbrio podem ocorrer quedas. As quedas são um grande problema para parte da população, pois pode provocar lesões, levar os indivíduos à perda de mobilidade e confiança para executar movimentos e, em alguns casos, pode levar os indivíduos a óbito. O maior número de quedas tem ocorrido em pessoas idosas, o que tem gerado problemas e gastos em saúde pública e tem levado os idosos que sofrem quedas a perderem sua independência na realização de tarefas diárias consideradas de simples execução. Com isto, muitos estudos têm sido feitos, em várias áreas do conhecimento, na busca de estratégias que minimizem os riscos de quedas e seus efeitos. As causas para o aumento da instabilidade postural em idosos seriam alterações fisiológicas inerentes ao processo de envelhecimento. Entretanto, o número de alterações é muito grande, e definir quais destas alterações são as principais responsáveis pela perda da estabilidade postural em idosos seria importante para se estabelecer medidas preventivas. Deste modo, o próximo tópico traz algumas das mudanças estruturais e funcionais ocorridas no corpo humano em função do envelhecimento e um tópico posterior apresenta os estudos que buscaram relacionar o envelhecimento e o controle postural.

## **2.2 Envelhecimento**

O termo *envelhecimento* refere-se a um processo ou a grupos de processos que ocorrem em um organismo vivo e que, com a passagem do tempo, levam este organismo a uma perda de adaptabilidade, a um prejuízo funcional e, por fim, a morte (SPIRDUSO, 1995). Com o avanço da idade, os seres humanos apresentam mudanças estruturais e funcionais que alteram seu relacionamento com o ambiente. Nesta ótica, os idosos respondem mais

lentamente e de maneira menos eficaz às alterações ambientais, devido à deterioração dos mecanismos fisiológicos, o que os torna mais vulneráveis (FARINATTI, 2002). Assim, após a idade adulta, as mudanças estruturais levam a perdas funcionais que conduzem o ser humano à falta de adaptabilidade às constantes alterações do ambiente.

O processo de envelhecimento está associado, dentre outros fatores, a mudanças na composição corporal, em parâmetros fisiológicos e neurofisiológicos, nos sistemas sensoriais, no sistema neuromuscular e na velocidade de processamento de informação (SPIRDUSO, 1995). Algumas destas alterações são apresentadas a seguir.

### 2.2.1 Alterações nos sistemas sensoriais em função do envelhecimento

Os sistemas sensoriais, com o avanço da idade, começam a apresentar alterações estruturais e funcionais que alteram seus funcionamentos. Estas alterações, na maioria dos casos, se resumem a perdas na capacidade de obter e processar informações oriundas do corpo e da relação do corpo com o ambiente.

O sistema vestibular apresenta falhas em detectar alterações da posição da cabeça em relação aos outros segmentos corporais. Segundo Rauch, Velazquez-Villaseñor, Dimitri e Merchant (2001), alguns estudos tem apontado uma diminuição no número de células ciliadas vestibulares, e sua substituição por tecido fibroso, o que começaria ocorrer a partir dos 45 anos. Ainda, estes autores indicaram um declínio linear no número de neurônios vestibulares que levam as informações ao SNC, mais especificamente, ao núcleo vestibular e ao cerebelo, com o avanço da idade.

Além das alterações na porção periférica do sistema vestibular e da diminuição no número de neurônios que levam os impulsos nervosos aferentes, provenientes das estruturas do sistema vestibular, ao SNC, ocorre também uma redução no número de neurônios da porção medial, lateral e descendente do núcleo vestibular, que são importantes para a coordenação dos movimentos dos olhos, cabeça e pescoço, e para o controle postural (ALVARES, DIAS,

SUÁREZ, FERNÁNDEZ, GONZALEZ DEL REY, NAVARRO, TOLIVIA, 1998; 2000). Deste modo, parece que, com o avanço da idade, ocorrem mudanças estruturais significativas no sistema vestibular e tais mudanças podem provocar alterações funcionais, que estão intimamente associadas à realização de movimentos voluntários e aos ajustes posturais.

O sistema somatossensorial também parece sofrer alterações com o avanço da idade. Alguns estudos têm verificado uma diminuição na capacidade dos receptores articulares em detectar movimentos e dos fusos musculares e dos órgãos tendinosos de Golgi em detectar mudanças no comprimento e na tensão gerada pelos músculos (HURLEY, REES, NEWHAN, 1998; KAPLAN, NIXON, REITZ, RINDFLEISH, TUCKER, 1985; PETRELLA, LATTANZIO, NELSON, 1997). Além disso, com o avanço da idade, também ocorre um aumento no limiar de detecção de vibração pelos receptores cutâneos e pelos receptores de pressão, principalmente nos membros inferiores (ERA, JOKELA, SUOMINEN, HEIKKINEN, 1986). Assim, a soma de todas estas mudanças ocorridas no sistema somatossensorial com o avanço da idade pode alterar a percepção dos movimentos dos segmentos corporais, uns em relação aos outros, e do corpo como um todo e prejudicar o controle postural.

Com relação ao sistema visual, em virtude de mudanças estruturais ocorridas com o avanço da idade, a capacidade funcional deste sistema também é alterada. Com o avanço da idade ocorre uma diminuição na acuidade visual, tanto para longe, quanto para perto, ou seja, ocorre uma diminuição na capacidade do sistema visual em distinguir alvos em ambientes com pequenos ou grandes contrastes (GRENNE, MADDEN, 1987; KLINE, SCHIEBER, ABUSAMRA, COYNE, 1983). Além disso, ocorre também uma diminuição da sensibilidade ao contraste, isto é, dificuldade dos idosos em detectar e discriminar objetos em um ambiente com pouco contraste (GRENNE, MADDEN, 1987). Como consequência destas alterações, os idosos apresentam dificuldade em perceber pequenas e grandes mudanças em um ambiente, como por exemplo, alterações nas características do piso, como desníveis, presença de raízes de árvores e obstáculos naturais (LORD, SHERRINGTON, MENZ, 2001).

Os idosos também apresentam um declínio significativo na adaptação ao escuro, na acomodação e na percepção de profundidade (GRENNE, MADDEN, 1987; KLINE, SCHIEBER, ABUSAMRA, COYNE, 1983; LORD, SHERRINGTON, MENZ, 2001); uma diminuição na capacidade de detectar movimentos ou alterações do fluxo óptico (ATCHLEY, ANDERSEN, 1998; WARREN, BLACKWELL, MORRIS, 1989), e em determinar a direção da mudança do fluxo óptico (WARREN, BLACKWELL, MORRIS, 1989) e uma diminuição na velocidade de processamento da informação visual (ATCHLEY, ANDERSEN, 1998). Assim, todos os problemas apresentados pelo sistema visual em detectar movimentos podem levar a uma redução do tempo disponível para o idoso responder ou reagir a um objeto vindo em sua direção (WARREN, BLACKWELL, MORRIS, 1989) e também reagir a movimentos corporais ocorridos de maneira inesperada.

### 2.2.2 Alterações no sistema neuromuscular em função do envelhecimento

O processo de envelhecimento também causa mudanças estruturais e funcionais no sistema neuromuscular, que são mais evidentes após os 60 anos, tanto em homens quanto em mulheres (HÄKKINEN, PASTINEN, KARSIKAS, LINNAMO, 1995; VANDERVOORT, 1992; YOUNG, SKELTON, 1994). Sob condições normais, o nível de força muscular produzido pelos seres humanos alcança seu pico entre 20 e 30 anos, permanece com pouca alteração até por volta dos 60 anos e diminui acentuadamente após esta idade (HÄKKINEN, HÄKKINEN, 1991; HÄKKINEN, PASTINEN, KARSIKAS, LINNAMO, 1995). Além da diminuição dos níveis de força produzidos com o avanço da idade, o tempo que o sistema neuromuscular leva para a produção máxima de força é aumentado (HÄKKINEN, HÄKKINEN, 1991; VANDERVOORT, 1992; YOUNG, SKELTON, 1994).

A diminuição na força muscular está associada principalmente a mudanças estruturais no músculo esquelético que começam a ocorrer no final da idade adulta e no início da senescência. Com o avanço da idade, há um aumento na quantidade de gordura intramuscular e da área preenchida por tecido conectivo, e ao mesmo tempo, ocorre uma diminuição no número e no tamanho das fibras musculares (GOODPASTER, CARLSON, VISSER, KELLEY,

SCHERZINGER, HARRIS, STAMM, NEWMAN, 2001; KENT-BRAUN, NG, YOUNG, 2000). Kent-Braun, Ng e Young (2000) verificaram que a quantidade de gordura intramuscular aumenta de duas a três vezes em idosos quando comparada à gordura intramuscular encontrada em adultos jovens. Entretanto, parece ser a redução no número e no tamanho das fibras musculares o principal fator para a diminuição da força verificada em idosos (FRONTERA, HUGUES, LUTZ, EVANS, 1991; GOODPASTER, CARLSON, VISSER, KELLEY, SCHERZINGER, HARRIS, STAMM, NEWMAN, 2001; HÄKKINEN, HÄKKINEN, 1991; HÄKKINEN; PASTINEN, KARSIKAS, LINNAMO, 1995; HURLEY, REES, NEWHAN, 1998; KENT-BRAUN, NG, YOUNG, 2000; VANDERVOORT, 1992; YOUNG, SKELTON, 1994).

Outro problema associado ao envelhecimento, relativo ao sistema neuromuscular é o aumento do tempo para que o músculo atinja sua capacidade máxima de gerar tensão (HÄKKINEN, HÄKKINEN, 1991; VANDERVOORT, 1992; YOUNG, SKELTON, 1994). A causa principal para esta diminuição na capacidade de geração de força explosiva seria que a redução no número total de fibras musculares envolveria a perda de um tipo específico de fibras, as fibras do tipo II, de contração rápida (LEXELL, 1993; VANDERVOORT, 1992). Segundo Lexell (1993), o número e o tamanho das fibras do tipo II reduz significativamente com o avanço da idade, enquanto que o número e o tamanho das fibras do tipo I (de contração lenta) parecem se manter inalterados. Um dos problemas que esta redução no número e no tamanho das fibras musculares do tipo II provocaria seria a redução na capacidade dos músculos em produzir força rapidamente durante a necessidade de ação reflexa (VANDERVOORT, 1992) ou da necessidade de ajustes posturais rápidos após perturbações ao equilíbrio.

Além da redução da massa muscular, outros fatores podem estar colaborando para a redução da capacidade de geração de força muscular com o avanço da idade. Fatores neuronais, como a redução no número de unidades motoras, a diminuição no número de neurônios motores encontrados na medula espinhal e a redução na capacidade do SNC em enviar impulsos nervosos e ativar as unidades motoras (FRONTERA, HUGUES, LUTZ, EVANS, 1991; LEXELL, 1993; VANDERVOORT, 1992), e fatores relacionados às mudanças

“qualitativas” do próprio tecido muscular, como por exemplo, a diminuição da propagação do potencial de ação (HÄKKINEN, HÄKKINEN, 1991), também podem ser responsáveis pela diminuição da força muscular e pelo aumento no tempo para que o músculo atinja sua capacidade máxima de geração de força.

Além de sofrer uma redução no nível de força, os idosos apresentam uma redução na elasticidade do tecido muscular. A principal causa para esta diminuição seria a substituição das fibras musculares por tecido conectivo de característica não elástica. A diminuição da capacidade elástica do músculo, somada a mudanças estruturais e funcionais das articulações sinoviais, leva os idosos a apresentar menor grau de flexibilidade e, conseqüentemente, menor amplitude de movimento articular. Vandervoort, Chesworth, Cunningham, Paterson, Rechnitzer e Koval (1992) verificaram que há uma perda muito grande na amplitude de movimento da articulação do tornozelo após os 55 anos. Esta diminuição na flexibilidade em todas as articulações, mas principalmente na articulação do tornozelo, diminui a eficiência na execução de movimentos e, juntamente com a diminuição na capacidade de geração de força muscular, leva a um aumento na possibilidade de ocorrer quedas em idosos.

### 2.2.3 Alterações na velocidade de condução do impulso nervoso e na velocidade de processamento de informação em função do envelhecimento

Além das alterações sensoriais e motoras verificadas com o avanço da idade, alterações relacionadas à condução do impulso nervoso, tanto pelas vias aferentes quanto pelas vias eferentes ocorrem em função do envelhecimento. Vários estudos têm verificado que, com o avanço da idade, ocorre uma diminuição na velocidade de transmissão do impulso nervoso nos neurônios sensoriais e motores, tanto no sistema nervoso periférico (DORFMAN, BOSLEY, 1979; RIVNER, SWIFT, MALIK, 2001), quanto no SNC, especialmente na medula espinhal (DORFMAN, BOSLEY, 1979). As causas para a diminuição na velocidade de transmissão do impulso nervoso nos nervos periféricos seriam a degeneração dos axônios, diminuição no número e da intensidade das fibras

nervosas e o aumento da presença de tecido conectivo, e nos neurônios da medula espinhal seriam a degeneração e a desmielinização dos axônios que ocorre em função da idade (DORFMAN, BOSLEY, 1979).

Os idosos, além da diminuição da velocidade de condução do impulso nervoso, apresentam mudanças estruturais no SNC que provocam maior lentidão nas respostas a quaisquer tipos de estímulos. Com o envelhecimento ocorre uma perda significativa de neurônios, de dendritos e redução no número de ramificações nervosas que prejudicam a comunicação entre as células nervosas, ocorre também diminuição do metabolismo cerebral, redução da perfusão cerebral e alteração no metabolismo dos neurotransmissores (MAKI, MCLROY, 1996). Comportamentalmente, segundo Spirduso (1995), os idosos apresentam um maior tempo de reação (TR) comparado aos adultos e este tempo de reação tem um aumento muito maior quando a tarefa envolve um maior processamento de informação (TR de escolha e TR discriminativo).

### ***2.3 Controle postural em função do envelhecimento***

Associando a complexidade do controle postural às alterações funcionais ocorridas nos sistemas sensoriais e no sistema neuromotor em função do envelhecimento presume-se que o controle postural em idosos pode sofrer os efeitos de tais alterações. Estas alterações podem levar o idoso a ter dificuldade em captar e processar as informações sensoriais, a controlar e coordenar suas ações musculares durante a manutenção da postura ereta e a diminuir sua capacidade de gerar ajustes antecipatórios e reativos quando submetidos à perturbações mecânicas e sensoriais. Neste tópico, a relação entre envelhecimento e controle postural é abordada através da apresentação de estudos que buscaram examinar o controle postural em idosos.

### 2.3.2 Controle da postura ereta não perturbada em idosos

Uma ferramenta que tem sido utilizada para verificar a eficiência do sistema de controle postural é avaliar o comportamento dos indivíduos durante a manutenção da postura ereta não perturbada. As variáveis mais utilizadas durante a avaliação do controle postural estão relacionadas aos deslocamentos do CP e do CM (oscilações corporais). Medidas como a área, a trajetória percorrida, amplitude média, a velocidade média e a frequência média de deslocamento do CP e do CM têm sido analisadas e diferenças entre adultos e idosos têm sido encontradas para algumas destas medidas. Estas diferenças indicariam uma maior dificuldade dos idosos em manter-se em postura ereta e as causas desta dificuldade seriam as alterações nos sistemas sensoriais e motor verificadas nesta população. Entretanto, existe muita controvérsia nos resultados dos estudos sobre o controle da postura ereta não perturbada e problemas em indicar as reais causas das alterações comportamentais apresentadas por idosos durante a manutenção desta posição.

Alguns estudos têm apontado que os idosos apresentam redução no limite funcional da base de suporte (BLAZCZYK, HANSEN, LOWE, 1993; BLAZCZYK, LOWE, HANSEN, 1994), e ao mesmo tempo, aumento da área de deslocamento do CP (HAGEMAN, LEIBOWITZ, BLANKE, 1995; NEWELL, SLOBOUNOV, SLOBOUNOVA, MOLENAAR, 1997), e da velocidade de deslocamento do CP (HAY, BARD, FLEURY, TEASDALE, 1996; MAKI, HOLLIDAY, FERNIE, 1990) quando comparados a adultos. Estes fatos indicariam que os idosos oscilam mais próximo aos seus limites de estabilidade. Também foi verificado que os idosos permanecem com seu CP mais tempo longe da região de maior estabilidade, excursionando por mais tempo em regiões próximas ao limite funcional de estabilidade (TEASDALE, STELMACH, BREUNIG, MEEUWSEN, 1991).

Outros estudos indicam, ainda, que idosos também apresentam maior amplitude máxima (COLLINS, DE LUCA, BURROWS, LIPSITZ, 1995; HAY, BARD, FLEURY, TEASDALE, 1996; TEASDALE, STELMACH, BREUNIG, 1991) e média de oscilação corporal (RMS) na direção ântero-posterior (ERA, HEIKKINEN, 1985; TEASDALE, STELMACH, BREUNIG, 1991) e alterações na distribuição das

freqüências das forças de reação ao solo (McCLEANAGHAN, WILLIAMS, DICKERSON, DOWDA, THOMBS, ELEAZER, 1996).

Entretanto, alguns estudos apresentam resultados divergentes em relação a algumas variáveis. Por exemplo, Collins, De Luca, Burrows e Lipsitz, (1995) não encontraram diferenças entre adultos e idosos nas variáveis área radial, trajetória total, amplitude média de oscilação nas direções ântero-posterior e médio-lateral e para o deslocamento máximo na direção médio-lateral. Do mesmo modo, Maki, Holliday e Fernie (1990) não verificaram diferenças entre adultos e idosos para a amplitude média de oscilação.

Estas divergências de resultados podem ser decorrentes das diferenças nos métodos de coleta e análise de dados empregados por estes estudos e em virtude da seleção dos participantes, principalmente na questão da idade dos grupos estudados. Com relação a parte metodológica, alguns estudos fixaram a distância que deveria ser mantida entre os pés durante a realização das tentativas (COLLINS, DE LUCA, BURROWS, LIPSITZ, 1995; HAY, BARD, FLEURY, TEASDALE, 1996; ERA, HEIKKINEN, 1985; TEASDALE, STELMACH, BREUNIG, 1991), outros determinaram aos participantes assumir uma posição confortável dos pés não se importando com a distância entre eles (MAKI, HOLLIDAY, FERNIE, 1990; NEWELL, SLOBOUNOV, SLOBOUNOVA, MOLENAAR, 1997; PANZER, BANDINELLI, HALLETT, 1995). A posição dos pés poderia ser um fator que colaboraria para a divergência entre os resultados, pois o tamanho da base de suporte interfere no nível de estabilidade mantido pelos participantes. Quanto maior a área da base de suporte maior é a estabilidade e quanto menor é esta área, a tarefa de permanecer em postura ereta se torna mais difícil. Deste modo, a dificuldade da tarefa poderia ser uma das razões de alguns estudos terem verificado diferenças entre adultos e idosos em determinadas variáveis e outros estudos não.

Um outro exemplo das diferenças entre os métodos empregados no estudo da postura ereta não perturbada é a distância em que o alvo visual é posicionado em relação ao participante. No estudo de Maki, Holliday e Fernie (1990), a distância estabelecida entre o participante e o alvo a ser visualizado era de 70 cm; no estudo de Hay, Bard, Fleury e Teasdale (1996) esta distância

foi de 3 metros, chegando a um extremo no estudo de Newell, Slobounov, Slobounova e Molenaar (1997), onde esta distância foi de 8 metros. Como se verificou anteriormente, a distância máxima entre o indivíduo e o alvo ou ambiente visual estruturado deve ser de aproximadamente dois metros para que as informações visuais tenham algum efeito sobre o controle postural (PAULUS, STRAUBE, BRANDT, 1984; PAULUS, STRAUBE, KRAFCZIK, BRANDT, 1989). Então, no caso dos dois últimos estudos citados acima, a visualização do objeto pode não ter auxiliado o controle postural.

Um último exemplo é a duração das tentativas. No estudo de Era e Heikkinen (1985), a duração da tentativa foi de 8 segundos; no estudo de Collins, De Luca, Burrows e Lipsitz (1995), a duração da tentativa foi de 30 segundos e por fim, no estudo de Teasdale, Stelmach e Breunig (1991), este tempo foi de 80 segundos. A diferença entre a duração das tentativas pode ser um problema para se comparar resultados entre os estudos, pois, algumas variáveis, tais como a trajetória total e a área de oscilação, são diretamente relacionadas, ou influenciadas, pelo tempo de análise (PRIETO, MYKLEBUST, MYKLEBUST, 1993).

Um outro problema encontrado em grande parte dos estudos sobre controle postural está relacionado à grande variação de idade na composição dos grupos etários. Segundo Gallahue e Ozmun (2001), a idade adulta começa aos 18 e termina aos 59 anos e a idade idosa tem início a partir dos 60 anos. Entretanto, ainda segundo Gallahue e Ozmun (2001), há subdivisões dentro destas idades e os indivíduos dentro destas subdivisões etárias podem apresentar características estruturais e funcionais diferentes. Muitos estudos não têm levado este fato em consideração e têm mantido a faixa etária muito ampla para formar os grupos estudados. Por exemplo, Aruin, Shiratori e Latash (2001) utilizaram um grupo de pessoas adultas onde a idade variava de 27 a 52 anos. O estudo de Wade, Lindquist, Taylor e Treat-Jacobson (1995) envolveu um grupo de adultos entre 20 e 59 anos e de idosos entre 60 e 83 anos. Com relação aos idosos pode-se citar os estudos de Newell, Slobounov, Slobounova e Molenaar (1997), que utilizaram um grupo de idosos de 62 até 92 anos, e de McClenaghan, Williams, Dickerson, Dowda, Thombs e Eleazer (1996) com um

grupo de idosos de 66 até 86 anos. Esta grande variação de idade na formação dos grupos de adultos e idosos poderia ser um dos fatores que colaborariam para a divergência de resultados encontrados. No caso dos idosos, poderia colaborar para o aumento da variabilidade do comportamento verificado nesta população, pois em idades mais avançadas o funcionamento dos sistemas responsáveis pelo equilíbrio e orientação postural estaria mais comprometido.

Além de verificar o comportamento do sistema de controle postural em condições normais, alguns estudos têm verificado o comportamento do sistema de controle postural em situações onde uma ou mais informações sensoriais são suprimidas ou perturbadas. A informação visual pode ser suprimida através do fechamento dos olhos (p. e. HAY, BARD, FLEURY, TEASDALE, 1996; ERA, HEIKKINEN, 1985; TEASDALE, STELMACH, BREUNIG, 1991) ou perturbada quando a direção e a magnitude do movimento do ambiente visual são baseadas na direção e magnitude das oscilações corporais do indivíduo, fazendo com que as informações visuais não ofereçam informações sobre a direção e a magnitude das oscilações (HAGEMAN, LEIBOWITZ, BLANKE, 1995; SPEERS, KUO, HORAK, 2002; TEASDALE, STELMACH, BREUNIG, 1991; TEASDALE, STELMACH, BREUNIG, MEEUWSEN, 1991). Tais procedimentos são realizados para verificar o papel da informação visual no sistema de controle postural e a dependência que a informação fornecida pelo sistema visual exerce sobre a capacidade de controle postural. Quando os adultos e idosos mantêm a postura ereta não perturbada sem utilizar a informação visual, verifica-se um aumento acentuado em suas oscilações corporais quando estas são comparadas com as oscilações corporais quando a informação visual está disponível (HAGEMAN, LEIBOWITZ, BLANKE, 1995; HAY, BARD, FLEURY, TEASDALE, 1996; NEWELL, SLOBOUNOV, SLOBOUNOVA, MOLENAAR, 1997). Entretanto, para Hay, Bard, Fleury e Teasdale (1996), o aumento das oscilações corporais em idosos na ausência de informação visual é proporcionalmente maior que o aumento verificado em adultos submetidos à mesma situação, o que indicaria uma maior influência e uma maior dependência das informações visuais por parte dos idosos e também a problemas na captação e/ou na integração dos outros dois tipos de informações sensoriais (vestibular e somatossensorial). Entretanto, no

estudo de Teasdale, Stelmach e Breunig (1991), a supressão da informação visual influenciou adultos e idosos da mesma forma. Mais uma vez, as diferenças nos métodos empregados, nas variáveis utilizadas e nas faixas etárias escolhidas podem ter sido as causas das diferenças dos resultados encontrados nestes dois estudos.

### 2.3.2 Ajustes posturais antecipatórios em função do envelhecimento

Durante a realização de movimentos voluntários, ajustes posturais antecipatórios são desencadeados para evitar um deslocamento excessivo do CM do corpo. Como os adultos, os idosos também conseguem desencadear ajustes posturais antecipatórios (GODOI, BARELA, 2002; INGLIN, WOOLLACOTT, 1988; MERCER, SAHMANN, DIGGLES-BUCKLES, ABRAMS, NORTON, 1997; WOOLLACOTT, MANCHESTER, 1993), entretanto os idosos apresentam algumas diferenças no modo com que estes ajustes posturais são realizados quando comparados a adultos. Em idosos, o intervalo entre a ativação dos músculos responsáveis pelo controle postural e a ativação dos músculos responsáveis pelo movimento focal é maior do que para os adultos durante a realização de movimentos que envolvem tempo de reação (INGLIN, WOOLLACOTT, 1988; MERCER, SAHMANN, DIGGLES-BUCKLES, ABRAMS, NORTON, 1997). Isto indica que os idosos levam mais tempo para preparar o corpo para a execução dos movimentos voluntários e esta seria uma das causas para o aumento no tempo para os idosos iniciarem a realização de movimentos voluntários.

Por outro lado, quando o movimento voluntário é executado muito rapidamente ou muito lentamente, os ajustes posturais antecipatórios são desencadeados muito próximos, ou simultaneamente, ao início do movimento (WOOLLACOTT, MANCHESTER, 1993). Quando o idoso dá prioridade à velocidade, há redução no tempo para a realização dos ajustes posturais antecipatórios. Neste caso, os idosos teriam menos tempo para preparar o corpo para a perturbação gerada pelo movimento voluntário e os efeitos da perturbação ao equilíbrio corporal seriam maiores. No caso de movimentos muito lentos, o controle exigido para sua realização seria excessivo e, assim, os idosos dariam

prioridade para controlá-lo de modo mais eficaz, deixando o controle postural em segundo plano (WOOLLACOTT, MANCHESTER, 1993). Deste modo, o intervalo entre o início dos ajustes posturais e o início da atividade dos músculos focais, muito grande ou muito pequeno, apontam para uma maior dificuldade encontrada pelos idosos em realizar e coordenar os ajustes posturais antecipatórios com os movimentos voluntários e isto pode interferir na execução eficiente de diversas tarefas da vida diária.

Buscando entender melhor o comportamento dos idosos frente a perturbações causadas por movimentos voluntários, Godoi e Barela (2002) realizaram um estudo para verificar os deslocamentos do CP durante uma tarefa de liberar um objeto que era seguro pelas mãos. Eles observaram primeiramente que adultos e idosos realizavam movimentos do CP para a direção oposta ao movimento do CP após a perturbação, antes do início do movimento utilizado para liberar o objeto. Entretanto, surpreendentemente eles observaram que os idosos deslocavam menos o CP após a perturbação quando comparado aos adultos, o que não era esperado. Verificando a relação entre o deslocamento do CP e o deslocamento do tronco após a perturbação, os autores observaram diferenças entre adultos e idosos. Em adultos, o deslocamento do CP e os deslocamentos do tronco foram na mesma direção. Entretanto, na maioria dos idosos os deslocamentos do CP e os deslocamentos do tronco foram realizados em direções opostas, ou seja, enquanto o CP se deslocava para trás o tronco se deslocava para frente. Estas diferenças foram interpretadas como mudanças nas estratégias de controle, com os adultos utilizando predominantemente a estratégia de tornozelo, e os idosos utilizando mais a estratégia de quadril.

O uso de tais comportamentos indica que os idosos se tornam mais conservadores em suas ações. Neste caso, os idosos preferem diminuir as excursões do CP, e conseqüentemente do CM, utilizando a estratégia do quadril, do que manter o alinhamento vertical do corpo alcançado através da estratégia do tornozelo. Este fato pode estar associado ao aumento no intervalo entre a ativação dos músculos posturais e focais. Os idosos necessitariam de mais tempo para executar os ajustes posturais utilizando a

estratégia do quadril, que pode ser considerada mais complexa de ser realizada, mas a mais segura para evitar grandes deslocamentos do CM.

### 2.3.3 Ajustes posturais reativos em função do envelhecimento

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.

Como visto anteriormente, uma das formas de se analisar a capacidade dos indivíduos em responder a perturbações externamente impostas é por meio da movimentação da superfície de suporte. Idosos, quando submetidos a este tipo de perturbação, apresentam maiores deslocamentos do CP e do CM (GU, SCHULTZ, SHEPARD, ALEXANDER, 1996; NAKAMURA, TSUCHIDA, MANO, 2001; OKADA, HIRAKAWA, TAKADA, KINOSHITA, 2001) e demoram mais tempo para reverter estes deslocamentos (NAKAMURA, TSUCHIDA, MANO, 2001). Isto indica que os idosos, quando perturbados, não respondem de forma tão eficaz a perturbações inesperadas, tornando-se mais suscetíveis a quedas.

Uma das causas para o maior deslocamento do CM e CP e para o aumento do tempo utilizado pelos idosos para reversão dos movimentos de ambos seria o aumento no tempo para o início das respostas posturais ou aumento da latência entre o início da perturbação e o início da ativação muscular. Em adultos, esta latência varia de 70 a 100 ms (HORAK, MACPHERSON, 1996; WOOLLACOTT, SHUMWAY-COOK, NASHNER, 1986). Com esta latência reduzida, as respostas posturais são iniciadas antes que haja qualquer deslocamento significativo do CM do corpo (HORAK, MACPHERSON, 1996), o que facilita a recuperação do equilíbrio e diminui a possibilidade de quedas quando o equilíbrio é perturbado. Os idosos apresentam uma latência maior que a apresentada pelos adultos (LIN, WOOLLACOTT, 2002; NAKAMURA, TSUCHIDA, MANO, 2001; OKADA, HIRAKAWA, TAKADA, KINOSHITA, 2001; WOOLLACOTT, SHUMWAY-COOK, NASHNER, 1986) e este aumento varia entre 5 a 20 milissegundos. Este aumento poderia ocorrer em virtude do aumento no tempo

gasto para que a perturbação seja detectada pelos sistemas sensoriais, em virtude da diminuição da capacidade de processamento e integração da informação sensorial (WOOLLACOTT, SHUMWAY-COOK, NASHNER, 1986) e em virtude da diminuição da velocidade de condução nervosa aferente e eferente verificada em idosos (DORFMAN, BOSLEY, 1979; RIVNER, SWIFT, MALIK, 2001).

Além da latência aumentada, os idosos também apresentam uma diminuição na intensidade de ativação dos músculos posturais logo após a perturbação (LIN, WOOLLACOTT, 2002). Entretanto, os idosos utilizam mecanismos compensatórios para minimizar os efeitos desta diminuição, ativando os músculos posturais por um tempo maior (LIN, WOOLLACOTT, 2002) e também utilizando um número maior de músculos quando comparado aos adultos (NAKAMURA, TSUCHIDA, MANO, 2001).

A diminuição na intensidade de ativação muscular, verificada em idosos, pode ter relação direta com a diminuição na força e potência musculares. Mas, apesar da diminuição na força muscular, os idosos conseguem suprir esta deficiência ativando os músculos por mais tempo e ativando um maior número de músculos. O uso deste mecanismo compensatório pelos idosos mantém e até aumenta o nível de força utilizada pelos idosos em perturbações externamente impostas observado por Gu, Schultz, Shepard e Alexander (1996) que verificaram que os idosos produziram maior torque articular durante perturbações da superfície de suporte.

Outros mecanismos compensatórios que têm sido utilizados pelos idosos para a manutenção da estabilidade postural são o aumento da co-contracção de agonistas e antagonistas (LAUGHTON, SLAVIN, KATDARE, NOLAN, BEAN, KERRIGAN, PHILLIPS, LIPSITZ, COLLINS, artigo aceito para publicação 2003; OKADA, HIRAKAWA, TAKADA, KINOSHITA, 2001) e a inversão na seqüência de ativação muscular, ou seja, os músculos proximais (tronco e coxa) se contraem antes dos músculos distais (WOOLLACOTT, SHUMWAY-COOK, NASHNER, 1986). Quando adultos e idosos são submetidos a um mesmo tipo de perturbação, os adultos utilizam uma seqüência distal-proximal de ativação muscular, que caracteriza a estratégia de tornozelo, e os idosos, ao contrário, utilizam preferencialmente uma seqüência proximal-distal, caracterizando assim a

utilização predominante da estratégia de quadril (OKADA, HIRAKAWA, TAKADA, KINOSHITA, 2001; WOOLLACOTT, SHUMWAY-COOK, NASHNER, 1986).

Deste modo, o aumento da latência, a diminuição na intensidade de ativação muscular logo após o estímulo e a inversão na seqüência de ativação muscular apresentadas pelos idosos seriam indícios da dificuldade que os idosos encontram em responder as perturbações em tempo hábil e em utilizar atividade muscular com intensidade adequada para a retomada do equilíbrio.

Os idosos, em virtude da diminuição da velocidade de transmissão nervosa e da diminuição na capacidade de geração de força muscular, passam a utilizar mais a estratégia do quadril em detrimento da estratégia do tornozelo e passam também a manter ativados por um tempo maior os músculos posturais como parte de um mecanismo compensatório adotado pelo seu sistema de controle postural, a fim de evitar que o CM do corpo se desloque demasiadamente em razão da perturbação. O deslocamento mínimo do CM do corpo é uma forma de diminuir os riscos de quedas em idosos. Então, a inversão da seqüência de ativação pode ocorrer não em função de problemas de coordenação e de controle e sim em função do aumento da margem de segurança adotada pelos idosos.

#### 2.3.4 Relacionamento entre informação sensorial e ação motora em função do envelhecimento

Como mencionado anteriormente, o sistema de controle postural deve manter um relacionamento coerente e estável entre o sistema motor e o sistema sensorial. Tendo em vista que tanto o sistema motor quanto os sistemas sensoriais vão perdendo sua capacidade funcional com o envelhecimento, este relacionamento poderia também ser alterado com o avanço da idade. Entretanto, poucos são os estudos preocupados em verificar como ocorre este relacionamento em idosos.

Um dos modos de verificar este relacionamento é fornecer um estímulo sensorial contínuo e verificar o relacionamento temporal e espacial entre o estímulo sensorial e a ação motora. Isto pode ser feito utilizando tanto o

paradigma da sala móvel, que manipula a informação visual (p. ex. BARELA, GODOI, FREITAS JÚNIOR, POLASTRI, 2000; DIJKSTRA, SCHÖNER, GIELEN, 1994; DIJKSTRA, SCHÖNER, GIESE, GIELEN, 1994; POLASTRI, BARELA, BARELA, 2001), quanto o paradigma da barra de toque ou do toque leve, que manipula a informação somatossensorial (p. ex. BARELA, JEKA, CLARK, 2003; JEKA, SCHÖNER, DIJKSTRA, RIBEIRO, LACKNER, 1997; JEKA, OIE, SCHÖNER, DIJKSTRA, HENSON, 1998).

Utilizando uma sala móvel, Wade, Lindquist, Taylor e Treat-Jacobson (1995) verificaram que os idosos respondem com maior oscilação postural às modificações do fluxo óptico, oscilando mais quando submetidos aos movimentos da sala quando comparado aos adultos. Segundo estes autores, os idosos oscilam mais quando submetidos a movimentos do cenário visual devido a vários fatores, onde se destaca a diminuição da capacidade do sistema somatossensorial e vestibular em detectar movimentos corporais. Isto levaria os idosos a necessitar mais das informações visuais para o controle da postura. Por esta razão, suas oscilações corporais seriam maiores quando estes eram submetidos a estímulos visuais gerados pelo movimento contínuo do cenário visual, pois, segundo os autores, o sistema de controle postural não teria “confiança” em utilizar as informações dos outros sistemas sensoriais em virtude dos déficits apresentados por estes sistemas.

Do mesmo modo, Sundermier, Woollacott, Jensen e Moore (1996) verificaram que os idosos, quando submetidos a movimentos discretos de uma sala móvel, ora para frente, ora para trás também apresentavam maior deslocamento do CP quando comparados aos adultos jovens. Além disso, estes autores verificaram que os idosos produziam maior força horizontal que os adultos, o que seria um indício de uma maior utilização da articulação do quadril para o controle postural.

Ferraz, Barela e Pellegrini (2001) verificaram que o acoplamento entre a informação somatossensorial e as ações posturais ocorrem de forma diferente em idosos e adultos. Por outro lado, utilizando o paradigma da sala móvel, Polastri, Barela e Barela (2001) não encontraram diferenças entre adultos e idosos na força e na estabilidade do acoplamento. Entretanto, um aspecto

interessante neste estudo foi que, devido à amplitude de deslocamento da sala móvel ter sido alta, os adultos conseguiram discriminar o movimento da sala móvel e os idosos não. Estes autores concluíram que os idosos teriam uma maior dificuldade em discriminar o estímulo visual conflitante com as outras informações sensoriais.

O fato dos idosos não perceberem os movimentos contínuos da sala poderia influenciar o relacionamento entre a informação visual e as oscilações corporais. Freitas Júnior e Barela (2002) verificaram que quando os indivíduos percebem ou sabem sobre o movimento da sala, este acoplamento é mais fraco e o relacionamento temporal é menos estável. Então, os resultados do estudo de Polastri, Barela e Barela (2001) indicariam que os adultos que perceberam o movimento da sala poderiam ter tido o desempenho de seu sistema de controle postural subestimado em virtude da interferência de um outro fator (neste caso, cognitivo) na atuação do sistema de controle postural, enquanto que os idosos apresentaram o comportamento de seu sistema de controle postural sem interferência de outros fatores que poderiam alterar o comportamento do padrão percepção-ação.

#### ***2.4 Controle Postural e envelhecimento: Uma proposta de estudo***

Baseado na revisão geral feita na literatura, e nas questões ainda não respondidas sobre a relação entre controle postural e envelhecimento, o presente estudo tenta buscar, de forma mais abrangente, responder algumas questões que permanecem, ainda, sem resposta sobre a ocorrência ou não de alterações comportamentais no controle postural com o avanço da idade e sobre o desenvolvimento do controle postural na idade adulta e na fase inicial da senescência. Primeiramente, o presente estudo busca, utilizando-se de quatro experimentos distintos, determinar em que momento, durante ou após a idade adulta, começa a ocorrer alterações comportamentais no controle postural. Concomitantemente, o presente estudo busca verificar quais são os fatores que poderiam estar colaborando para as alterações do funcionamento do sistema de controle postural.

### 3) OBJETIVOS

O objetivo geral deste estudo foi:

- Verificar as características comportamentais do controle postural de jovens, adultos e idosos para determinar em que momento, durante ou após a idade adulta, o sistema de controle postural começa a sofrer alterações comportamentais que influenciam seu desempenho e para determinar quais seriam os fatores responsáveis por tais alterações.

Os objetivos específicos foram:

- 1) Quantificar e analisar as oscilações posturais de jovens, adultos e idosos durante a manutenção da postura ereta não perturbada com e sem a presença da informação visual;
- 2) Analisar a força e a estabilidade temporal do acoplamento entre informação visual e oscilações posturais de jovens, adultos e idosos frente a informações visuais geradas por movimentos contínuos de uma sala móvel;
- 3) Examinar os ajustes posturais antecipatórios e reativos de jovens, adultos e idosos frente a perturbações esperadas e inesperadas durante a manutenção da postura ereta;
- 4) Verificar a latência e a seqüência de ativação muscular de jovens, adultos e idosos frente a perturbações da superfície de suporte.

## **4) MÉTODO**

### **4.1 Participantes**

Participaram deste estudo 40 indivíduos, 20 homens e 20 mulheres, divididos em quatro grupos, de acordo com a idade cronológica. Dez participantes adultos jovens (GAJ) entre 20 e 25 anos, 10 adultos na fase de transição para meia-idade (GA), com idade entre 40 e 45 anos, 10 adultos de meia-idade (GMI), entre 50 e 55 anos e 10 idosos (GI), no início da senescência, com idade entre 60 e 65 anos, fizeram parte deste estudo.

A divisão dos participantes adultos em três faixas etárias distintas, com uma amplitude etária restrita, e a escolha de pessoas idosas, na fase inicial da senescência, foi realizada para possibilitar a resposta a uma das questões do presente estudo, ou seja, em que momento, durante ou após a idade adulta, têm início mudanças comportamentais no controle postural verificadas em idosos. Cada grupo representa uma fase da idade adulta e da senescência. A pequena variação de idade (5 anos) dentro dos grupos foi estabelecida para evitar que o aumento da variabilidade dentro dos grupos pudesse esconder algum tipo de alteração comportamental e influenciasse os resultados, já que pessoas de grupos diferentes, mas com idades próximas (p. e. 48-49 e 50-51 anos) poderiam apresentar resultados semelhantes.

A Tabela 1 apresenta a distribuição etária dos grupos, a idade média, a massa corporal e estatura média.

**Tabela 1: Distribuição dos grupos por faixa etária, idade média, massa corporal e estatura médias e seus respectivos desvios padrão.**

Grupos	Faixa etária	Idade média (anos)	Massa Corporal (Kg)	Estatura (cm)
<b>GAJ</b>	20-25	22,8 (2,1)	61,1 (14,6)	166 (11)
<b>GA</b>	40-45	43,2 (1,5)	69,2 (11,4)	171 ( 8)
<b>GMI</b>	50-55	52,4 (1,7)	69,4 (11,1)	163 ( 8)
<b>GI</b>	60-65	62,7 (1,7)	74,8 (14,8)	163 ( 8)

Para verificar possíveis diferenças entre os grupos etários em relação à idade, massa corporal e estatura foram realizadas três ANOVAs “one way”. Os resultados indicaram diferenças entre grupos apenas para a idade,  $F(3,36)=876,11$ ,  $p<0,001$ . Para massa corporal,  $F(3,36)=1,89$ ,  $p>0,05$ , e para a estatura,  $F(3,36)=1,61$ ,  $p>0,05$ , não foram observadas diferenças entre grupos.

Os participantes foram recrutados na comunidade universitária da UNESP – Campus de Rio Claro e na comunidade da cidade de Rio Claro – SP. Estes participantes para serem incluídos no presente estudo não deveriam apresentar qualquer problema aparente de ordem sensorial e/ou motora. Os participantes também não deveriam ser praticantes de qualquer programa de atividade física regular (duas ou mais vezes por semana). O controle destas condições foi feito através do preenchimento por parte dos participantes de uma anamnese clínica e de um questionário sobre atividade física e de atividades da vida diária, adaptado do “Questionário de Baecke” por Voorrips, Ravelli, Dongelmans, Deurenberg e van Staveren (1991 - vide anexo 1).

A inclusão dos participantes também foi condicionada à assinatura do termo de consentimento, aprovado pela comissão de ética do Instituto de Biociências da UNESP, Campus de Rio Claro (vide anexo 2). Neste termo de consentimento, o participante foi informado que poderia interromper sua participação quando fosse de sua vontade e também que sua identidade seria mantida em sigilo. Os participantes também tiveram direito às informações dos resultados obtidos após o término do estudo, se assim desejassem.

#### **4.2 Procedimentos**

Os participantes foram encaminhados ao Laboratório para Estudos do Movimento (LEM) no Departamento de Educação Física – Instituto de

Biociências – UNESP – Campus de Rio Claro. Após um pequeno período de adaptação ao laboratório e ao ambiente experimental, o participante teve sua massa corporal e estatura mensuradas e, em seguida, foi avaliado em quatro experimentos que são descritos a seguir. Estes experimentos são apresentados de acordo com a ordem em que os mesmos foram realizados. O intervalo entre cada experimento variou de acordo com as necessidades de preparar os equipamentos para o registro dos dados. Houve um intervalo pequeno entre os experimentos #1 e #2, este intervalo durou o tempo necessário para explicar ao participante que não haveria mais tentativas realizadas com os olhos fechados. Após a realização dos dois primeiros experimentos, um intervalo maior foi dado em virtude da colocação dos eletrodos de superfície que seriam utilizados posteriormente no experimento #4 e em virtude do posicionamento dos emissores do sistema OPTOTRAK nos centros articulares dos participantes para realização do experimento #3. Entre os experimentos #3 e #4 foi dado um intervalo de aproximadamente 5 minutos para o reposicionamento dos equipamentos e para a reconfiguração dos programas computacionais utilizados para o registro dos dados. O intervalo entre tentativas do mesmo experimento é apresentado durante a explicação de cada experimento.

A duração dos testes variou entre 80 a 100 minutos. Todos os testes foram realizados em um único período de permanência do participante no laboratório, exceto para dois participantes do GA e dois participantes do GMI que fizeram os dois primeiros testes em um dia e os dois restantes em outro. Estes participantes tiveram que realizar os dois últimos testes em outro dia em virtude do tempo que estes dispunham para coleta de dados ser reduzido. Além disso, outros quatro participantes (2 do GA, 1 do GMI e 1 do GI), tiveram que retornar ao laboratório para uma nova coleta de dados do experimento #4 em virtude de problemas ocorridos com o equipamento de eletromiografia (EMG) durante a coleta de dados.

A seguir, cada experimento é descrito de acordo com a ordem no qual eles foram realizados.

## Experimento #1 – Controle da postura ereta não perturbada

### **Objetivo**

O objetivo do presente experimento foi quantificar e analisar as oscilações posturais de jovens, adultos e idosos durante a manutenção da postura ereta não perturbada com e sem a presença da informação visual.

### **Procedimentos**

Durante a realização do primeiro experimento, o participante permaneceu em postura ereta e em apoio bipedal, sobre uma plataforma de força (Kistler, modelo 9286A), descalço e com pés paralelos, com uma distância de 5 cm entre eles, e com os braços posicionados ao lado do corpo. Eles permaneceram dentro de uma sala constituída de três paredes e um teto com 2,1 x 2,1 x 2,1 metros (altura, largura e comprimento). As paredes e o teto foram pintados de branco e faixas de papel *contact®* preto, de 22 cm de largura, foram colocadas nas paredes para que um padrão de listras verticais (brancas e pretas) fosse formado, aumentando, assim, o contraste visual. No teto, próximo à parede do fundo desta sala, foi colocada uma lâmpada fluorescente de 11 W para que fosse mantida constante a luminosidade dentro da sala em todas as tentativas e para todos os participantes. A Figura 1 apresenta uma foto onde pode ser verificada a sala onde foram realizadas as coletas de dados deste experimento e a posição que o participante assumiu durante a coleta dos dados.



**Figura 1:** Visão anterior da sala com um participante posicionado para a coleta dos dados.

Foi solicitado ao participante que mantivesse uma posição ereta, a mais parada possível, e que não executasse qualquer movimento voluntário, em duas condições experimentais: olhos abertos e olhos fechados. Na condição com olhos abertos foi pedido ao participante que fixasse visualmente um alvo posicionado a 120 cm de distância do participante e em sua linha de visão (altura dos olhos). Este alvo foi formado por um papel plástico branco em formato circular com 5 cm de diâmetro, colocado sobre a faixa preta central da parede do fundo da sala.

A plataforma de força forneceu registro das forças reativas exercidas pelos participantes contra a superfície de suporte. Estes dados foram amplificados (Amplificador Kistler – Modelo 9865E1Y28), transformados em dados digitais e armazenados por meio de uma placa conversora analógico/digital, com 16 bits de resolução, da unidade de aquisição de dados analógicos do sistema OPTOTRAK (ODAU II). A frequência de coleta utilizada para os registros dos dados da plataforma de força foi de 100 Hz. Os dados relativos à força de reação do solo foram utilizados para posterior cálculo dos momentos exercidos sobre a plataforma e, finalmente, a partir dos dados das forças de reação do solo e dos momentos, a posição do CP foi calculada.

Para cada participante, foram coletadas seis tentativas de 60 segundos de duração, sendo três com os olhos abertos e três com os olhos fechados, com 30 segundos de intervalo entre as tentativas. A primeira tentativa teve a condição (olhos abertos ou olhos fechados) sorteada e as tentativas subseqüentes tiveram as condições alternadas.

### **Tratamento dos dados**

Após as coletas, os arquivos contendo os dados foram convertidos para o formato ASCII e analisados utilizando o programa MATLAB (Versão 6.1 – MathWorks, Inc.). O CP, tanto na direção ântero-posterior quanto na direção médio-lateral, foi obtido através de cálculos que utilizaram os dados referentes às forças verticais e horizontais e os momentos gerados sobre a plataforma nas direções ântero-posterior e médio-lateral. Após o cálculo, os dados referentes ao CP nas direções ântero-posterior e médio-lateral foram filtrados

por meio de um filtro digital Butterworth passa baixa, de 2ª ordem e com frequência de corte de 5 Hz.

As variáveis dependentes analisadas neste experimento foram:

1. **Área de deslocamento do CP** – a área de deslocamento do CP indica a área percorrida pelo CP durante a tentativa. Para o cálculo da área, primeiramente, os deslocamentos do CP dentro de um plano formado pelos deslocamentos na direção médio-lateral e ântero-posterior foram verificados. A área foi calculada utilizando o método de área da elipse, onde o eixo principal desta elipse foi calculado por meio de um método estatístico denominado “Análise de Componentes Principais”. Esta elipse engloba cerca de 85% dos dados do CP e a partir da área desta elipse formada é que foi determinada a área de deslocamento do CP.

As variáveis dependentes descritas a seguir foram calculadas para as duas direções de movimento do CP, ântero-posterior e médio-lateral.

2. **Dispersão média de deslocamento do CP** – A dispersão média de deslocamento do CP determina a média das dispersões do CP. Para este cálculo, os dados referentes ao deslocamento do CP tiveram a dispersão (desvio padrão) medida em janelas móveis de 1 segundo. Após ter calculado a dispersão para cada janela, a média das 60 “janelas” que apontavam a dispersão dos dados de deslocamento do CP foi calculada, obtendo-se um valor que correspondeu à amplitude média dos valores referente ao deslocamento do CP.
3. **Velocidade média de deslocamento do CP** – A velocidade média de deslocamento do CP determina o quão rápido foram os deslocamentos do CP durante toda a tentativa. Para isto, primeiramente foi calculada a trajetória total percorrida pelo CP para cada direção, somando a distância percorrida pelo CP em cada intervalo dos dados (0,01 s). A velocidade de deslocamento do CP foi calculada dividindo a trajetória

total percorrida pelo CP durante toda a tentativa pelo tempo total de coleta da tentativa.

- 4. Frequência predominante de deslocamento do CP** – A frequência predominante determina em que frequência o corpo oscila com maior amplitude. A frequência predominante de deslocamento do CP foi computada através da estimativa de densidade espectral (PSD – Método Welch) do deslocamento do CP em ambas direções, com resolução de 0,09 Hz. A frequência predominante de deslocamento do CP foi aquela que apresentou o maior valor (pico) de amplitude espectral dentre os valores que compuseram o espectro.

### **Análise estatística**

Após o tratamento e análise dos dados, as médias das tentativas de cada participante para as duas condições de informação visual foram calculadas, para todas as variáveis dependentes, e a média de cada participante foi utilizada para compor os dados dos grupos para a análise estatística.

Para a análise estatística deste experimento foram utilizadas três MANOVAs 4 x 2 (grupo x condição), sendo o último fator tratado como medida repetida. A primeira MANOVA teve como variáveis dependentes a dispersão média de deslocamento do CP para a direção antero-posterior e para a direção médio-lateral. A segunda MANOVA teve como variáveis dependentes a velocidade média de deslocamento do CP para ambas as direções. E a terceira MANOVA teve como variáveis dependentes a frequência predominante de deslocamento do CP em ambas as direções. Quando necessário, foram utilizadas análises univariadas e testes *post-hoc* (testes “t”) com ajustes de Bonferroni.

Ainda para este experimento, foi realizada uma ANOVA 4 x 2 (grupo x condição), sendo o último fator tratado como medida repetida, para verificar os efeitos de grupo e de condições com e sem informação visual na área de

deslocamento do CP. Quando necessário, também foram utilizados testes *post-hoc* com ajustes de Bonferroni.

## **Experimento #2 – Acoplamento entre informação visual e oscilação postural**

### **Objetivo**

O objetivo do segundo experimento foi analisar a força e a estabilidade temporal do acoplamento entre informação visual e oscilações posturais de jovens, adultos e idosos frente a informações visuais geradas por movimentos contínuos de uma sala móvel.

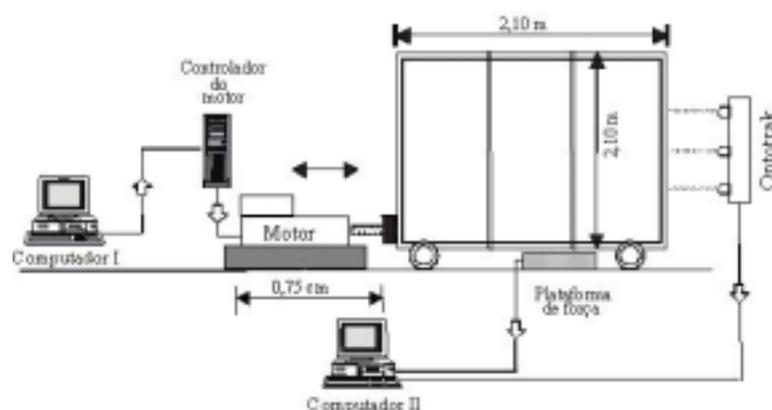
### **Procedimentos**

Neste experimento, o participante permaneceu, como no primeiro experimento, descalço, em postura ereta, em apoio bipedal com os pés paralelos mantendo uma distância correspondente a 5 cm entre eles, sobre uma plataforma de força (Kistler, modelo 9286A), com os braços posicionados ao lado do corpo, dentro da mesma sala utilizada durante o experimento #1 (Figura 1). Esta sala possui rodas na sua parte inferior que foram posicionadas sobre trilhos, o que possibilitou que a sala fosse movimentada na direção ântero-posterior.

Com o participante posicionado, a sala foi movimentada, na direção ântero-posterior, através da ação de um servo-mecanismo, em frequências de 0,2, 0,5 e 0,8 Hz, com velocidade de pico de aproximadamente 0,60 cm/s e amplitude de 1,1, 0,55 e 0,225 cm, respectivamente. Este servo-mecanismo é constituído por um controlador (Compumotor – Modelo APEX 6151), um cilindro elétrico conectando o servo-mecanismo à estrutura da sala móvel e um programa específico (Compumotor – Motion Architect for Windows) criado para movimentar o servo-mecanismo nos parâmetros especificados.

Um emissor do sistema OPTOTRAK foi afixado na parede posterior da sala móvel para registro dos deslocamentos da sala. Os dados cinéticos e cinemáticos foram coletados com frequência de registro de 100 Hz e foram

sincronizados pela unidade de aquisição de dados analógicos pertencente ao OPTOTRAK, ODAU II. Para cada participante, foram coletadas 9 tentativas, sendo três tentativas de 60 segundos em cada frequência do estímulo. As 9 tentativas foram divididas em 3 blocos de 3 tentativas, e dentro de cada bloco, uma tentativa em cada frequência foi coletada. A ordem de ocorrência das frequências (0,2, 0,5 e 0,8 Hz) em cada bloco foi determinada através de sorteio. A Figura 2 apresenta uma representação esquemática dos equipamentos utilizados para este experimento.



**Figura 2:** Representação esquemática dos equipamentos utilizados no procedimento experimental.

### **Tratamento dos dados**

Após as coletas, os arquivos contendo os dados da posição da sala móvel e das forças de reação do solo foram convertidos para o formato ASCII, e analisados utilizando uma rotina específica do programa MATLAB (Versão 6.1 – MathWorks, Inc.), adaptado do arquivo “ReIPhase.box”, criado e utilizado por Dijkstra, Schöner, Giese, Gielen (1994).

Os dados referentes ao CP, nas direções ântero-posterior e médio-lateral, foram filtrados por meio de um filtro digital Butterworth passa baixa, de 2ª ordem e com frequência de corte de 5 Hz. Os dados da posição da sala móvel também foram filtrados por meio de um filtro digital Butterworth passa baixa, de 2ª ordem e com frequência de corte de 3 Hz.

Em virtude do movimento da sala ser na direção ântero-posterior e baseado em estudos anteriores (p. ex., BARELA, GODOI, FREITAS JÚNIOR,

POLASTRI, 2000), que revelaram que o acoplamento entre o deslocamento da sala móvel e a oscilação corporal na direção médio-lateral é fraco, o relacionamento entre o deslocamento da sala móvel e a oscilação corporal foi verificado somente na direção ântero-posterior, ou seja, na direção em que a sala foi movimentada.

Para avaliar o comportamento dos participantes frente à influência do movimento da sala móvel as seguintes variáveis foram analisadas:

1. **Amplitude Média de Deslocamento do CP** – A amplitude média de deslocamento do CP indica a dispersão dos dados do CP em torno de sua posição média relativa. Para o cálculo da amplitude média de deslocamento do CP, primeiramente um polinômio de primeira ordem foi subtraído dos dados do CP para retirada de uma tendência linear destes dados. Este procedimento foi executado utilizando uma função do MATLAB, denominada *detrend*. A subtração deste polinômio teve por objetivo eliminar qualquer mudança no comportamento do CP ao longo da tentativa que não pode ser considerado como componente deste comportamento. Após este procedimento, a amplitude média de deslocamento do CP, que corresponde à dispersão dos valores referentes ao deslocamento do CP, foi determinada para cada tentativa através do cálculo do desvio padrão dos dados dentro de cada tentativa;
2. **Freqüência Média de Deslocamento do CP** – A freqüência média de deslocamento do CP foi calculada obtendo a média dos períodos (T) de cada ciclo dentro de uma tentativa, identificados através do procedimento de identificação dos picos de deslocamento do CP, e obtendo o inverso do período ( $f=1/T$ ).

Para investigar o relacionamento espacial e temporal entre os movimentos da sala móvel e os deslocamentos do CP na direção ântero-posterior foram utilizadas quatro medidas, distribuídas em dois grupos:

- Relacionamento espacial:

3. **Coerência** - medida que avalia a força do acoplamento entre as informações visuais geradas pelos movimentos da sala e os deslocamentos do CP dos participantes, isto é, o quão forte as oscilações posturais dos participantes estão acopladas ao estímulo visual gerado pelos movimentos da sala móvel. Esta medida foi calculada na frequência de apresentação do estímulo visual produzido pelo movimento da sala (0,2, 0,5 e 0,8 Hz). A coerência foi definida como:

$$Coerência = \frac{|P_{xy}(\omega)|^2}{P_{xx}(\omega)P_{yy}(\omega)}$$

Onde, Coerência é um número real entre 0 e 1, onde  $P_{xy}(\omega)$  é a correlação entre dois sinais, sendo x o movimento da sala e y os deslocamentos do CP,  $P_{xx}(\omega)$  e  $P_{yy}(\omega)$  são autocorrelações de  $x(t)$  e  $y(t)$ , respectivamente, calculados a uma dada frequência,  $\omega$ .

Valores de coerência próximos a 1 indicam que os deslocamentos do CP são fortemente dependentes ao estímulo visual e valores próximos a zero indicam que os deslocamentos do CP são independentes do estímulo visual gerado pelo movimento da sala.

4. **Ganho** – medida que avalia o quanto a magnitude do estímulo visual influenciou a magnitude dos deslocamentos do CP. Para o cálculo do ganho, análises espectrais para os deslocamentos do CP e para as oscilações da sala móvel foram realizadas utilizando o método de estimativa de densidade espectral (PSD – Método Welch), com resolução de 0,024 Hz. O ganho é calculado pela razão entre a amplitude do espectro do deslocamento do CP e a amplitude do espectro do movimento da sala na frequência em que foi dado o estímulo. O valor do ganho próximo a 1 indica que a amplitude de deslocamento do CP dos participantes tem a mesma magnitude da amplitude apresentada pelo movimento da sala. Valor maior

ou menor do que 1 indica que a amplitude de deslocamento do CP dos participantes é maior ou menor do que a amplitude de movimento da sala, respectivamente. Esta medida também foi calculada na frequência de apresentação do estímulo visual produzido pelo movimento da sala (0,2, 0,5 e 0,8 Hz).

- Relacionamento temporal:

5. **Fase Relativa** - medida que avalia a relação temporal entre o movimento da sala e os deslocamentos do CP dos participantes. A fase relativa foi calculada utilizando a técnica “peak-picking” (DIJKSTRA, SCHÖNER, GIELEN, 1994), que envolve a identificação dos extremos (máximos e mínimos) da posição e da velocidade da oscilação da sala móvel e do deslocamento do CP em cada ciclo. Um ponto extremo foi definido quando este tinha seu valor 20% diferente do valor dos dados da vizinhança. A fase relativa foi calculada pela diferença temporal entre um ponto extremo do deslocamento do CP e o ponto extremo correspondente do movimento da sala. Este valor foi dividido pela diferença temporal entre dois extremos do estímulo gerado pelo movimento da sala. A partir deste procedimento, quatro dados de fase relativa são disponíveis para cada ciclo, um máximo e um mínimo da posição e um máximo e um mínimo da velocidade. Os dados de fase relativa de cada ciclo foram combinados e uma série temporal da fase relativa foi formada. Estes valores foram multiplicados por 360º graus para converter os valores de fase relativa em graus e, então, a média e desvios padrão desta série temporal foram calculados. O valor médio da fase relativa fornece informação sobre o relacionamento temporal entre as oscilações posturais e o movimento da sala durante toda tentativa, e este valor foi denominado simplesmente de fase relativa. Valores de fase relativa próximos a zero grau indicam que, temporalmente, o deslocamento do CP ocorre juntamente com o movimento da sala. Valores positivos ou negativos de fase relativa indicam que o deslocamento do CP está adiantado ou atrasado em relação ao movimento da sala, respectivamente.

6. **Desvio Angular** – esta medida avalia a estabilidade do relacionamento temporal entre o deslocamento do CP e a oscilação da sala móvel. O desvio angular foi obtido através do cálculo do desvio padrão dos valores da fase relativa em graus. Valores altos de desvio angular indicam um relacionamento temporal menos estável entre a informação visual e as oscilações posturais e, ao contrário, valores baixos indicam uma maior estabilidade deste relacionamento.

### **Análise estatística**

Após o tratamento e análise dos dados, as médias das tentativas de cada participante para as três frequências de oscilação da sala móvel foram calculadas para todas as variáveis dependentes e, então, a média de cada participante foi utilizada para compor os dados dos grupos para a análise estatística.

As análises estatísticas utilizadas para este experimento foram 3 MANOVAs 4 x 3 (grupo x frequência), sendo o último fator tratado como medida repetida. As variáveis dependentes desta análise foram, para a primeira MANOVA, a frequência média de deslocamento do CP e a amplitude média de deslocamento do CP; para a segunda MANOVA, a coerência e o ganho; e para a terceira MANOVA a fase relativa e o desvio angular. Quando necessário, foram utilizados análises univariadas e testes *post-hoc* com ajustes de Bonferroni.

### **Experimento #3 – Ajustes posturais antecipatórios e reativos**

#### **Objetivo**

O objetivo deste experimento foi examinar os ajustes posturais antecipatórios e reativos de jovens, adultos e idosos frente a perturbações esperadas e inesperadas durante a manutenção da postura ereta.

## Procedimentos

Neste experimento, o participante permaneceu em pé sobre uma plataforma de força (Kistler, modelo 9286A), com os olhos fechados, braços posicionados ao lado do corpo, com aproximadamente 90 graus de flexão do cotovelo, mãos estendidas à frente do corpo e com um objeto, com massa de aproximadamente 5% da massa corporal do participante, sendo seguro pelas mãos (Figura 3). Este objeto foi constituído de um recipiente cilíndrico, com 7,5 cm de raio e 15 cm de altura, onde foram colocados anilhas de ferro e pequenos objetos de chumbo, até que fosse alcançada a massa correspondente a 5% da massa corporal do participante. A massa do objeto foi medida por uma balança digital (marca Filizolla), com precisão de 5 gramas. A Figura 3 apresenta a posição que foi assumida pelo participante e o posicionamento do experimentador durante a realização deste experimento.

Emissores de raios infravermelhos do sistema OPTOTRAK foram afixados, no quinto metatarso e nos centros articulares do tornozelo, joelho, quadril e ombro, e na cabeça (no centro da articulação têmporo-mandibular), para registro do deslocamento linear destas articulações. A frequência de coleta utilizada, tanto para o OPTOTRAK quanto para a plataforma de força, foi de 100 Hz. A plataforma de força forneceu informações para o cálculo do CP e os emissores forneceram informações para o cálculo do deslocamento angular das articulações do tornozelo, joelho e quadril.



**Figura 3: Posicionamento do participante e do experimentador durante a realização de uma tentativa do experimento #3.**

As condições experimentais utilizadas neste experimento refletem duas situações de perturbação do equilíbrio: perturbação externamente imposta e perturbação por iniciativa própria do participante. Na condição de perturbação externamente imposta, o participante tinha o objeto, que era seguro pelas suas mãos, retirado pelo experimentador. Na condição de perturbação por iniciativa própria; o participante devia liberar o objeto após ouvir um sinal “vai” emitido pelo experimentador. Nesta condição, a liberação do objeto ocorreu após a abertura das mãos do participante. Foi pedido ao participante que realizasse um movimento de pronação do antebraço para liberar o objeto. Para ambas perturbações foi solicitado ao participante permanecer na mesma posição após a perturbação até o final da tentativa.

Cada tentativa teve início quando o participante, mantendo a posição inicial, alcançou uma estabilidade aparente. O objeto foi retirado ou o sinal fornecido, aproximadamente 4 segundos após o início da tentativa. Após este momento, o participante teria que manter a mesma posição até o fim da tentativa. Foram realizadas 8 tentativas (4 em cada condição) com duração de 10 segundos e 30 segundos de intervalo entre as tentativas. Como no primeiro experimento, a primeira tentativa teve a condição (perturbação imposta externamente ou perturbação por iniciativa própria) sorteada e as tentativas subsequentes tiveram as condições alternadas. Antes de cada tentativa o participante era informado sobre qual tipo de perturbação ele seria submetido.

### **Tratamento dos dados**

Após as coletas, os dados foram analisados utilizando o programa MATLAB. O CP na direção ântero-posterior foi obtido através de cálculos que utilizaram os dados referentes às forças verticais e horizontais, e os momentos gerados sobre a plataforma. Após o cálculo, os dados referentes ao CP na direção ântero-posterior foram filtrados por meio de um filtro digital Butterworth passa baixa, de 2ª ordem e com frequência de corte de 5 Hz.

Os dados referentes aos emissores colocados nos centros articulares foram utilizados para o cálculo dos ângulos articulares do tornozelo (ângulo anterior), do joelho (ângulo posterior) e do quadril (ângulo anterior). Estes

ângulos foram calculados através do programa DAP (Data Analysis Package) pertencente ao sistema OPTOTRAK. Os dados destes ângulos foram utilizados para análise no programa MATLAB e também foram filtrados por meio de um filtro digital Butterworth passa baixa, de 2ª ordem e com frequência de corte de 5 Hz.

Para que fosse determinado o momento da liberação do objeto, um gráfico da força vertical em função do tempo foi plotado. O momento em que foi verificada uma diminuição drástica da força vertical foi caracterizado como o momento da liberação do objeto por parte do participante ou da retirada do objeto por parte do experimentador. Esta diminuição na força vertical foi da ordem de 5% (massa do objeto). O momento da liberação ou retirada do peso foi denominado de ponto inicial ( $t_0$ ). A Figura 4 apresenta um gráfico da força de reação vertical de um participante, em uma tentativa com perturbação por iniciativa própria, e o ponto onde foi determinado o  $t_0$ , ou o momento onde o peso foi liberado.

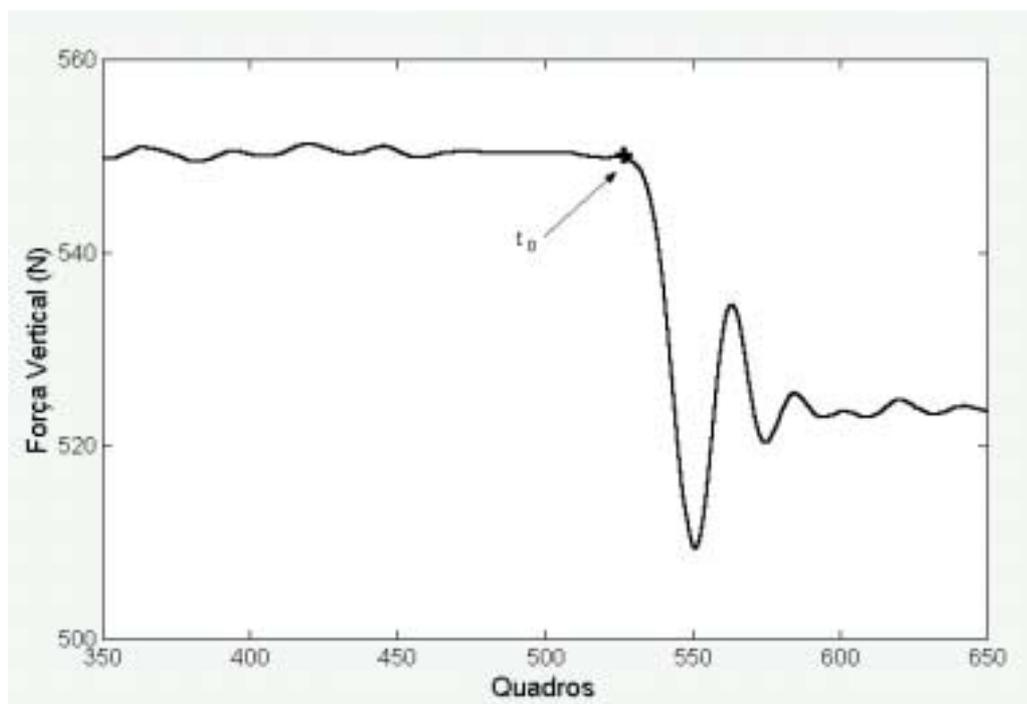


Figura 4: Exemplo da força de reação do solo e do ponto (+) onde foi determinado o  $t_0$ .

Tomando como base o  $t_0$ , as seguintes variáveis dependentes para este experimento foram calculadas:

1. **Amplitude de Deslocamento Posterior do CP:** distância entre o início e o final do deslocamento posterior do CP verificada do ponto de liberação ou retirada do peso ( $t_0$ ) até o momento de inversão da direção deste deslocamento.
2. **Tempo de Deslocamento Posterior do CP:** intervalo de tempo entre o  $t_0$  e o final do deslocamento posterior do CP.

A Figura 5 apresenta um gráfico indicando como a amplitude e o tempo de deslocamento posterior do CP após a perturbação foram calculados.

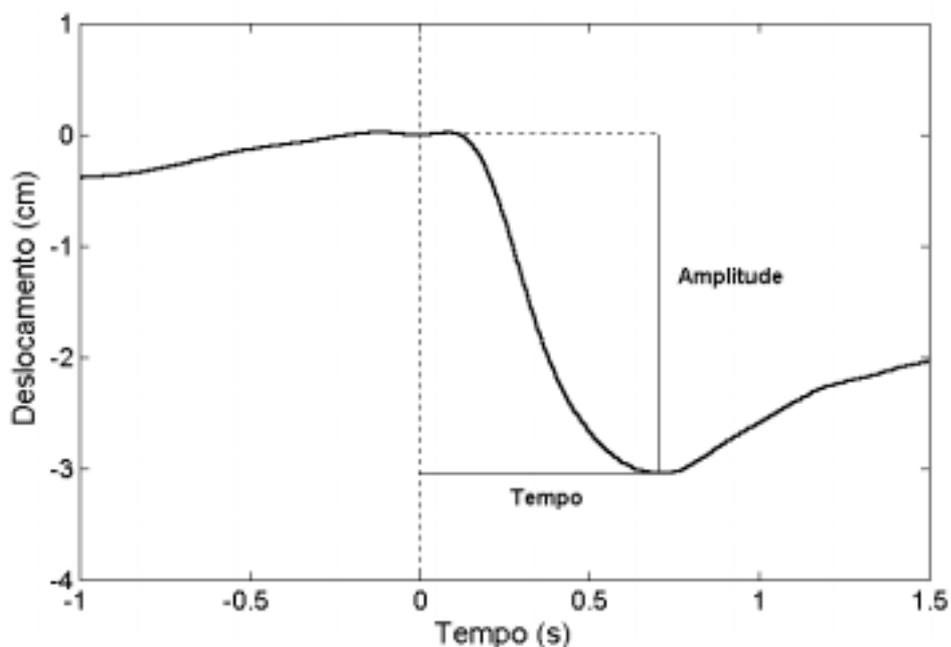


Figura 5: Exemplo do deslocamento do CP antes e após a perturbação e do modo como foram calculadas as variáveis Amplitude e Tempo de deslocamento posterior do CP após a perturbação.

3. **Deslocamento Angular:** os deslocamentos angulares das articulações do tornozelo, joelho e quadril foram calculados também levando em

consideração  $t_0$ . Os valores dos ângulos em  $t_0$  foram estabelecidos como sendo zero grau. Este procedimento foi realizado subtraindo o valor angular de cada articulação pelo seu valor em  $t_0$ . Isto possibilitou verificar a direção do deslocamento angular, com valores positivos caracterizados como extensão e negativos como flexão da articulação. Para análise foi verificado o valor angular máximo e mínimo de cada articulação entre  $t_0$  e o final do deslocamento posterior do CP após a perturbação. O valor angular máximo (acima de zero grau) determinou o grau de extensão da articulação e o mínimo (abaixo de zero grau) determinou o grau de flexão da articulação. Para análise estatística, somente o movimento (extensão ou flexão) predominante em cada articulação foi utilizado para análise.

Além destas variáveis dependentes, mais duas variáveis foram calculadas, apenas para a perturbação por iniciativa própria. Estas variáveis foram analisadas tendo em vista que o CP, na perturbação por iniciativa própria, tende a deslocar antes do início da perturbação (HAY, REDON, 1999) e este deslocamento poderia estar informando a magnitude dos ajustes posturais antecipatórios executados pelos participantes deste estudo. Estas variáveis foram:

4. **Amplitude de deslocamento posterior do CP antes do início da perturbação por iniciativa própria.** Esta variável foi calculada subtraindo o valor máximo do CP verificado antes (até 0,5 segundo) da liberação do peso, pelo valor do CP em  $t_0$ , verificando deste modo a magnitude do deslocamento posterior do CP antes da perturbação por iniciativa própria.
5. **Tempo de deslocamento do CP antes do início da perturbação por iniciativa própria.** Intervalo de tempo entre o início do deslocamento posterior do CP antes da perturbação e o momento de soltura do peso ( $t_0$ ).

A Figura 6 apresenta um gráfico indicando como a amplitude e o tempo de deslocamento posterior do CP antes da perturbação por iniciativa própria foram calculados.

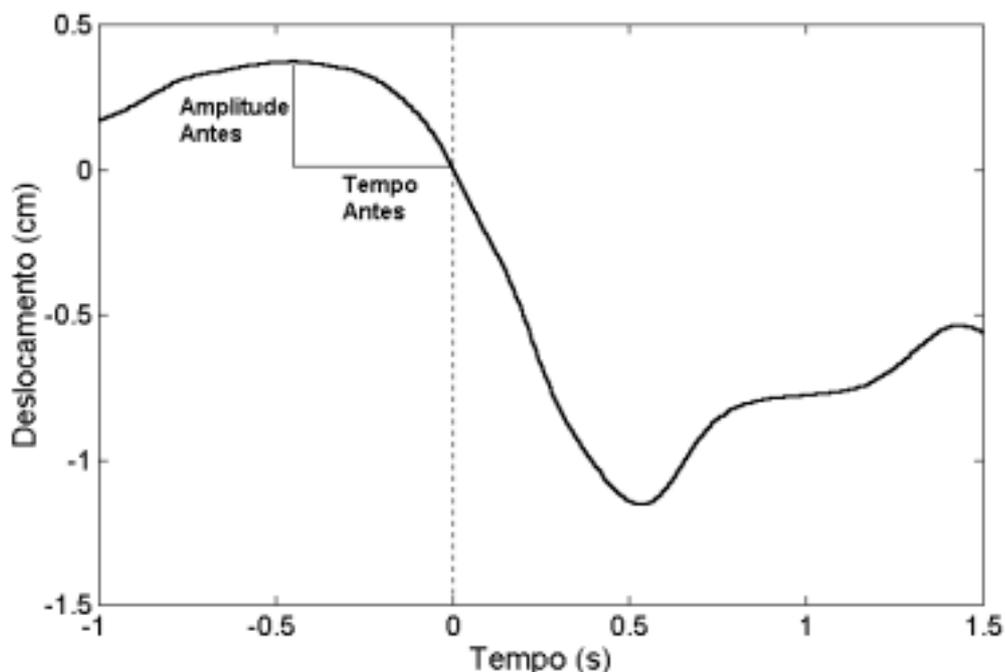


Figura 6: Exemplo do deslocamento do CP antes e após a perturbação e do modo como foram calculadas as variáveis Amplitude e Tempo de deslocamento posterior do CP antes da perturbação.

### Análise Estatística

Após o tratamento e análise dos dados, as médias das tentativas de cada participante para as duas condições de perturbação foram calculadas, para todas as variáveis dependentes, e a média de cada participante foi utilizada para compor os dados dos grupos para a análise estatística.

Para a análise estatística foram utilizadas duas MANOVAs 4 x 2 (grupo x condição de perturbação), sendo o último fator tratado como medida repetida. As variáveis dependentes da primeira MANOVA foram a amplitude e o tempo de deslocamento do CP e, para a segunda MANOVA, o deslocamento angular do tornozelo (flexão), joelho (flexão) e quadril (extensão). Quando necessário, foram utilizadas análises univariadas e testes *post-hoc* com ajustes de Bonferroni.

Ainda foi realizada uma MANOVA “one-way”, tendo como fator os grupos e as variáveis dependentes a amplitude e tempo de deslocamento antes da liberação do peso na perturbação por iniciativa própria. Quando necessário, foram utilizadas análises univariadas e testes *post-hoc* com ajustes de Bonferroni.

#### **Experimento #4 – Análise da resposta muscular durante perturbações da superfície de suporte**

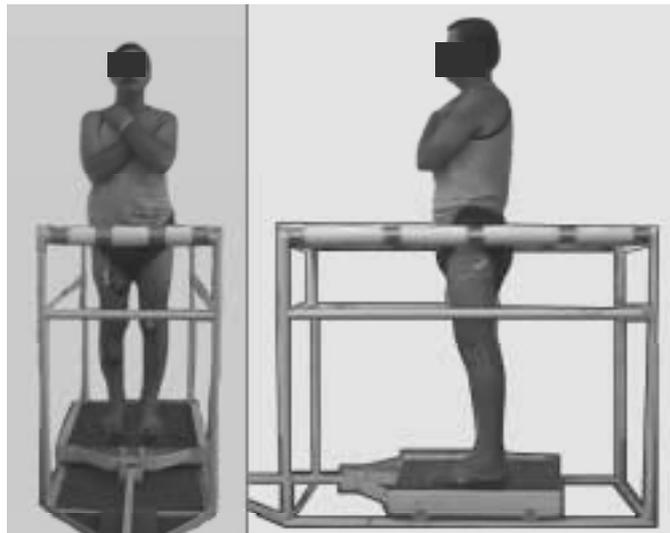
##### **Objetivo**

O objetivo do quarto experimento foi verificar a latência e a seqüência de ativação muscular de jovens, adultos e idosos frente a perturbações da superfície de suporte.

##### **Procedimentos**

Para este experimento, foi utilizada uma plataforma de base móvel. Esta plataforma (60 cm x 60 cm) foi posicionada sobre trilhos, o que possibilitou a movimentação da mesma no sentido ântero-posterior. O movimento da plataforma de base móvel foi efetuado e controlado por um sistema de servo mecanismo constituído por um controlador (Compumotor - APEX 6151) e um servo motor (Compumotor - APEX 620-MO-NC) acoplado à base móvel. Este sistema de servo mecanismo foi controlado por um computador através do programa *Motion Architect for Windows 95* (Compumotor) garantindo a geração de uma força horizontal que movimentou a plataforma 3,6 cm, durante 0,4 segundos, com um pico de velocidade de 16,5 cm/s e velocidade média de 9 cm/s.

Durante o experimento, o participante permaneceu em posição bipedal com os pés paralelos mantendo uma distância correspondente a 5 cm entre eles, sobre esta plataforma móvel com os braços posicionados ao lado do corpo, cotovelo fletido, mãos sobre o peito e olhos fechados, como apresentado na Figura 7.



**Figura 7: Visão anterior e lateral do posicionamento assumido pelo participante sobre a plataforma móvel.**

Para a realização do experimento, foram posicionados eletrodos de superfície junto aos ventres dos músculos tibial anterior (TA), gastrocnêmio ventre medial (GM), reto femoral (RF) e bíceps femoral (BF) da perna direita do participante para registro da atividade eletromiográfica destes músculos. Estes eletrodos eram bipolares das marcas LECTEC e FASTRACE, com 2,5 cm de largura e 3,0 cm de comprimento e distanciados 3,5 cm de centro a centro. Os sinais eletromiográficos provenientes destes músculos foram pré-amplificados 20 vezes e amplificados por um amplificador de sinais (MCS1000-LYNX) 50 vezes, correspondendo a um ganho de 1000 vezes do sinal original. Os sinais também foram filtrados por um filtro analógico de passa banda (20-500 Hz) e convertidos por uma placa conversora analógica/digital do sistema OPTOTRAK 3020, com 16 bits de resolução.

Antes dos eletrodos serem posicionados, houve uma tricotomia e limpeza da pele com álcool, no local onde os eletrodos seriam posicionados. Os participantes também foram conectados a um fio de referência posicionado sobre o osso da patela da perna esquerda (onde não havia posicionamento de eletrodos).

Um emissor de raios infravermelhos OPTOTRAK foi posicionado na região lateral da plataforma de base móvel. Este emissor teve como finalidade

fornecer informação sobre o início da movimentação da base móvel para que fosse conhecido o momento exato do início da ocorrência da perturbação.

Foram registradas ao longo da tentativa a atividade eletromiográfica dos músculos acima especificados e a posição do emissor posicionado na região lateral da plataforma móvel. Os dados eletromiográficos e cinemáticos foram sincronizados pela unidade de aquisição de dados analógicos pertencente ao OPTOTRAK, ODAU II. Os dados eletromiográficos foram registrados a uma frequência de 1000 Hz e os dados da posição do emissor a uma frequência de 100 Hz.

Foram realizadas 20 tentativas para este experimento, cinco com a plataforma sendo movimentada para frente, cinco com a plataforma sendo movimentada para trás e 10 onde não ocorreu nenhum movimento da plataforma, todas aplicadas aleatoriamente e definidas através de sorteio. Estas 10 tentativas onde não houve movimentação da plataforma tiveram o objetivo de dificultar a ocorrência de qualquer tipo de antecipação por parte dos participantes. As tentativas tinham duração de 12 segundos e 30 segundos de intervalo entre as tentativas. A duração do intervalo entre as tentativas poderia ser aumentada se assim os participantes desejassem. Nas tentativas onde houve movimento da plataforma os estímulos eram aplicados, aproximadamente, 8 segundos após o início da tentativa para que o participante tivesse um pequeno período de adaptação e para que a atividade eletromiográfica se estabilizasse em níveis basais.

### **Tratamento dos Dados**

Após os registros, os dados eletromiográficos e cinemáticos foram analisados através do programa MATLAB. Primeiramente, os dados eletromiográficos foram retificados e filtrados por um filtro digital Butterworth passa baixa e de 2ª ordem com frequência de corte de 10 Hz, para obtenção do envelope linear. Depois deste procedimento, os gráficos referentes ao envelope linear de cada músculo foram plotados juntamente com a aceleração horizontal do emissor que foi posicionado na base da plataforma móvel. O início do estímulo foi definido no momento em que a aceleração horizontal do

emissor posicionado na base da plataforma móvel teve uma alteração significativa. Os dados cinemáticos referentes ao emissor posicionado na base da plataforma móvel foram filtrados por um filtro digital Butterworth de 4ª ordem e frequência de corte de 15 Hz. A figura 8 apresenta uma série temporal da aceleração horizontal da plataforma móvel, de uma tentativa, antes, durante e após o movimento da plataforma móvel e o sinal (+) representa o ponto determinado como o início da perturbação.

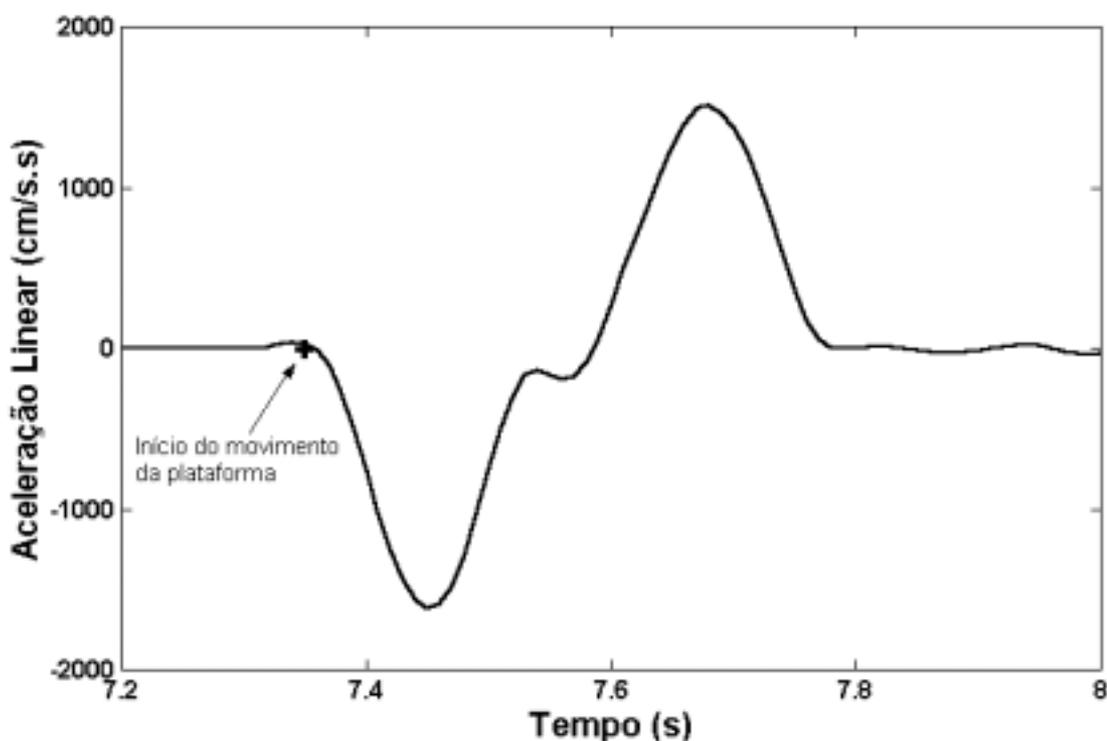


Figura 8: Aceleração linear do emissor posicionado na base da plataforma móvel e o ponto (+) onde foi determinado o início do movimento da plataforma.

Após este procedimento, o início da resposta muscular foi determinado tendo como base o início da perturbação. O início da resposta muscular foi definido no início do primeiro aumento (“burst”) significativo de atividade eletromiográfica apresentado pelos músculos a partir de 50 ms após o início da perturbação. Tanto o início do deslocamento da plataforma móvel, determinado pela alteração na aceleração horizontal, quanto o início da ativação muscular ocorrida em decorrência do estímulo, foi determinado manualmente e checada

posteriormente para verificação da ocorrência de possíveis erros. Caso houvesse erro na determinação do início do deslocamento da plataforma móvel ou do início da atividade muscular, a determinação de tais eventos era refeita.

Após a identificação do início da atividade eletromiográfica e do início do movimento da plataforma, a latência entre estes dois eventos foi calculada. A latência é resultado da subtração do tempo onde ocorreu o início do primeiro aumento (“burst”) significativo de atividade eletromiográfica pelo tempo de início do movimento da plataforma. A Figura 9 representa o início da ativação do músculo TA de um participante do grupo GI após movimento da plataforma para frente.

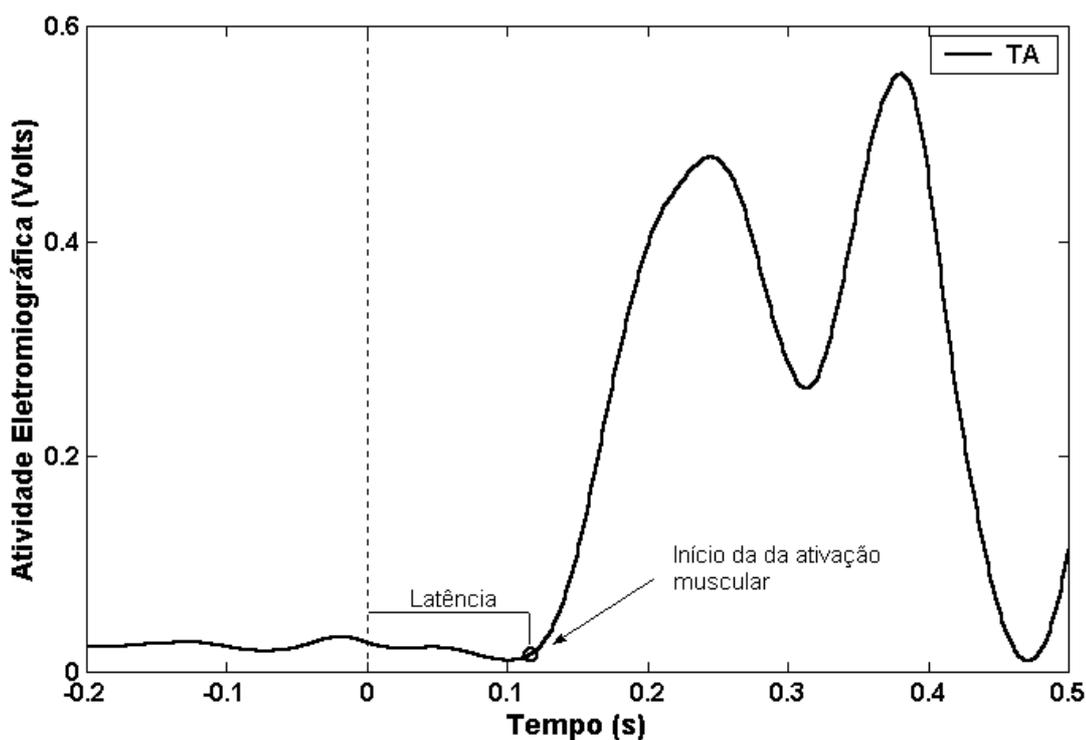


Figura 9: Ilustração que representa o início da ativação muscular do músculo TA (o) após movimento da plataforma para frente. O zero no eixo x (tempo) representa o momento exato do início do movimento da plataforma móvel.

Neste estudo, as variáveis dependentes analisadas foram:

1. **Latência:** intervalo entre o início da perturbação e o início da contração do músculo TA quando a plataforma foi movida para frente e GM quando a plataforma foi movimentada para trás.

2. **Seqüência de ativação muscular:** ordem de ativação dos músculos após a movimentação da superfície de suporte.

### **Análise Estatística**

Para este experimento foram utilizadas duas ANOVAs “*one-way*”, tendo como fator os grupos. A primeira ANOVA foi realizada para verificar os efeitos do movimento da plataforma para frente e teve como variável dependente, a latência média do TA. A segunda ANOVA foi realizada para verificar os efeitos do movimento da plataforma para trás e teve como variável dependente, a latência média do músculo GM. Quando necessário, foram utilizados testes *post-hoc* com ajustes de Bonferroni. Ainda, foi feita uma análise descritiva para verificar as seqüências de ativação muscular mais utilizadas pelos participantes para todos os músculos analisados.

As análises estatísticas, para todos os experimentos, foram realizadas utilizando o pacote estatístico SPSS (versão 6.1). O valor de alfa foi mantido em 0,05 para todas as análises dos quatro experimentos.

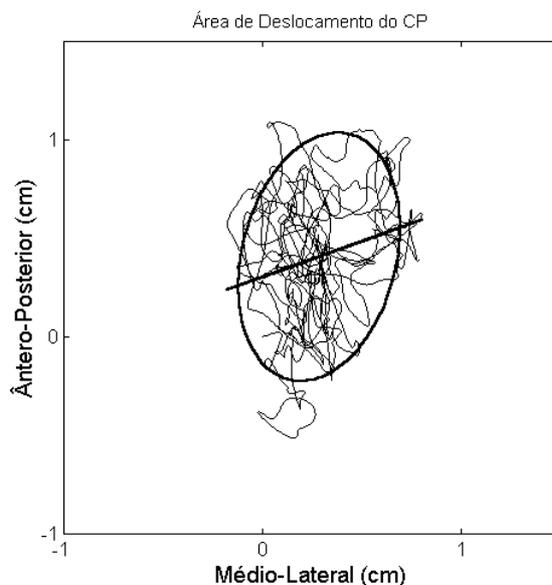
## **5) RESULTADOS E DISCUSSÃO**

Para facilitar a observação dos resultados, estes foram divididos e apresentados separadamente de acordo com a ordem de realização dos experimentos. Após a apresentação de cada experimento, a discussão dos respectivos resultados obtidos foi realizada.

### ***5.1 Experimento #1 – Controle da postura ereta não perturbada***

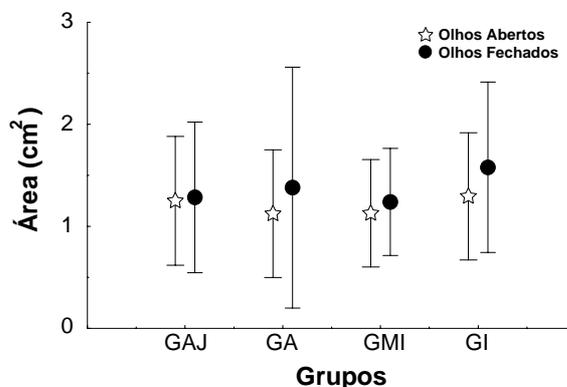
O objetivo deste experimento foi quantificar e analisar as oscilações posturais de jovens, adultos e idosos durante a manutenção da postura ereta não perturbada com e sem a presença da informação visual.

A primeira variável dependente analisada foi a área de deslocamento do CP que representa a área percorrida pelos deslocamentos do CP sobre a superfície de suporte durante um determinado intervalo de tempo. A Figura 10 apresenta um estabilograma representando os deslocamentos do CP nas direções antero-posterior e médio-lateral durante uma tentativa e apresenta a elipse originada da “análise de componentes principais” dos deslocamentos do CP de onde foi estimada a área de deslocamento do CP.



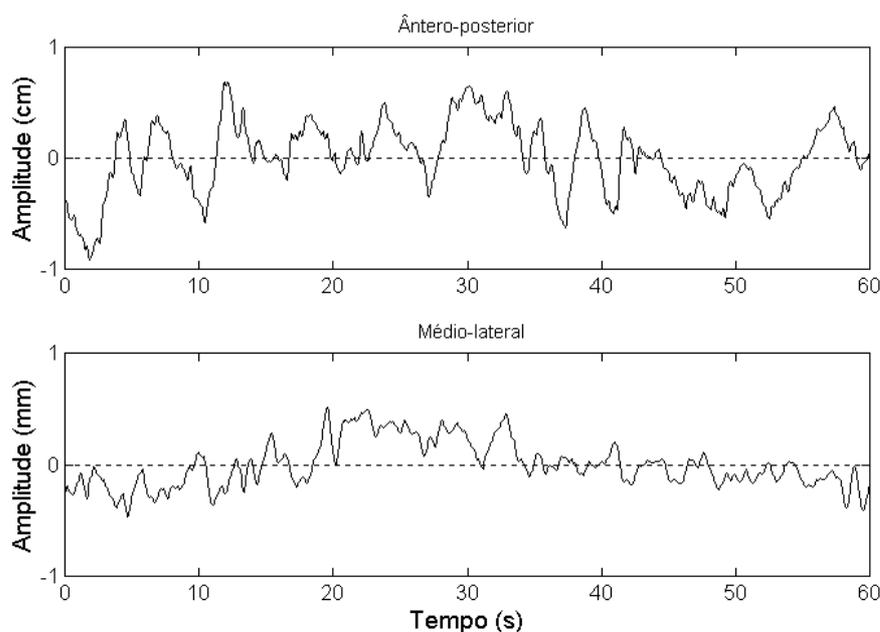
**Figura 10: Estabilograma representando os deslocamentos do CP na direção ântero-posterior (eixo y) e médio-lateral (eixo x) e a elipse originada por meio da análise de componentes principais, cujo a área representa a Área de Deslocamento do CP.**

A Figura 11 apresenta a área de deslocamento do CP para os quatro grupos etários, nas duas condições de informação visual. A ANOVA não revelou diferenças entre os grupos,  $F(3,36)=0,24$ ,  $p>0,05$ , e também não revelou interação entre grupo e condição de informação visual,  $F(3,36)=0,50$ ,  $p>0,05$ , para a área de deslocamento do CP. Entretanto, foi verificada diferença entre as condições de informação visual,  $F(1,36)=4,11$ ,  $p<0,05$ . Neste caso, foi verificado um aumento da área de deslocamento do CP com os olhos fechados quando comparada à condição de olhos abertos.



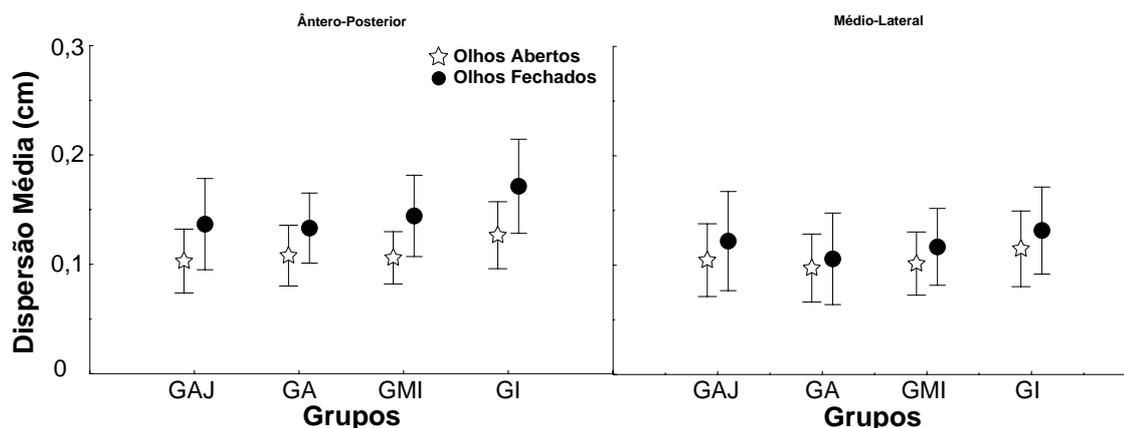
**Figura 11: Médias e os respectivos desvios padrão para a área de deslocamento do CP para os quatro grupos etários nas condições de olhos fechados e olhos abertos.**

As demais variáveis dependentes foram calculadas separadamente para a direção ântero-posterior e médio-lateral. A Figura 12 apresenta séries temporais dos deslocamentos do CP para as direções ântero-posterior e médio-lateral.



**Figura 12: Séries temporais dos deslocamentos do CP nas direções ântero-posterior e médio-lateral.**

Para a dispersão média de deslocamento do CP nas direções ântero-posterior e médio-lateral, a MANOVA não revelou diferenças entre grupos, *Wilks' Lambda*=0,78,  $F(6,70)=1,52$ ,  $p>0,05$ , e não foi verificada interação entre grupo e condição, *Wilks' Lambda*=0,87,  $F(6,70)=0,807$ ,  $p>0,05$ . Entretanto, a MANOVA revelou diferença entre condições, *Wilks' Lambda*=0,257,  $F(2,35)=50,44$ ,  $p<0,001$ . Testes univariados revelaram diferenças entre as condições tanto para a direção ântero-posterior,  $F(1,36)=103,73$ ,  $p<0,001$ , como para a direção médio-lateral,  $F(1,36)=28,23$ ,  $p<0,001$ . Na condição com os olhos fechados, a dispersão média de deslocamento do CP foi maior que com os olhos abertos, para ambas as direções. A Figura 13 apresenta os resultados da dispersão média de deslocamento do CP para os grupos etários nas duas condições, olhos abertos e olhos fechados, para as direções ântero-posterior e médio-lateral.



**Figura 13: Médias e os respectivos desvios padrão da dispersão média de deslocamento do CP nas direções ântero-posterior (a) e médio-lateral (b), para os quatro grupos etários, nas duas condições de informação visual.**

A velocidade média de deslocamento do CP determina o quão rápido são os deslocamentos do CP durante toda a tentativa. A MANOVA não indicou diferenças entre os grupos,  $Wilks' \text{Lambda}=0,877$ ,  $F(6,70)=0,786$ ,  $p>0,05$ , e nem interação entre grupo e condição de informação visual,  $Wilks' \text{Lambda}=0,76$ ,  $F(6,70)=1,71$ ,  $p>0,05$ , para esta variável. Entretanto, a MANOVA indicou diferença entre as condições,  $Wilks \text{Lambda}=0,403$ ,  $F(2,35)=25,84$ ,  $p<0,001$ . Os resultados das análises univariadas revelaram diferenças entre as condições em ambas direções: ântero-posterior,  $F(1,36)=52,60$ ,  $p<0,001$ , e médio-lateral,  $F(1,36)=22,09$ ,  $p<0,001$ . Estes resultados indicam que a velocidade média de deslocamento do CP é maior para a situação de olhos fechados quando comparada à situação de olhos abertos. A Figura 14 apresenta os resultados para a velocidade média de deslocamento do CP para os quatro grupos etários testados, nas duas condições de informação visual, para a direção ântero-posterior e médio-lateral.

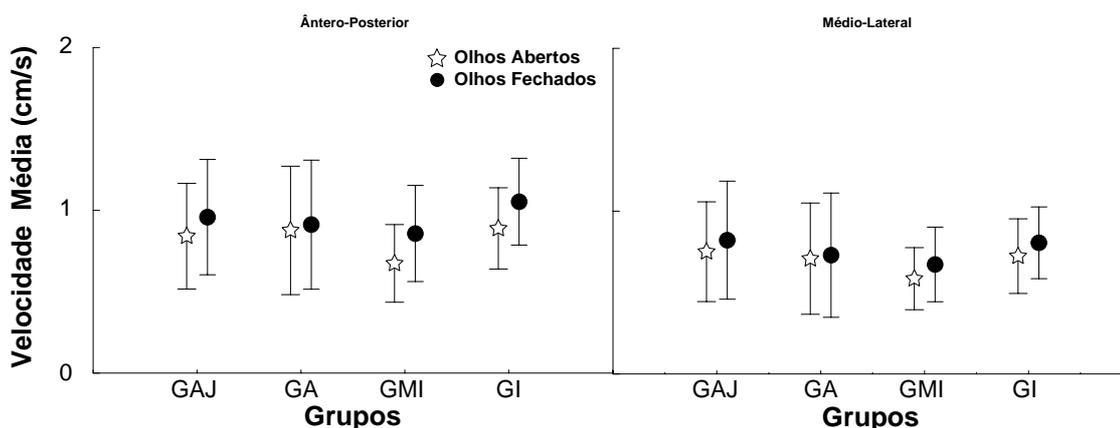


Figura 14: Médias e os respectivos desvios padrão da velocidade média de deslocamento do CP nas direções ântero-posterior (a) e médio-lateral (b), para os quatro grupos etários, nas duas condições de informação visual.

A freqüência predominante de deslocamento do CP variou entre 0,2 e 0,3 Hz para todos os grupos. A Figura 15 apresenta gráficos do espectro do deslocamento do CP nas duas direções, ântero-posterior e médio-lateral, de uma tentativa.

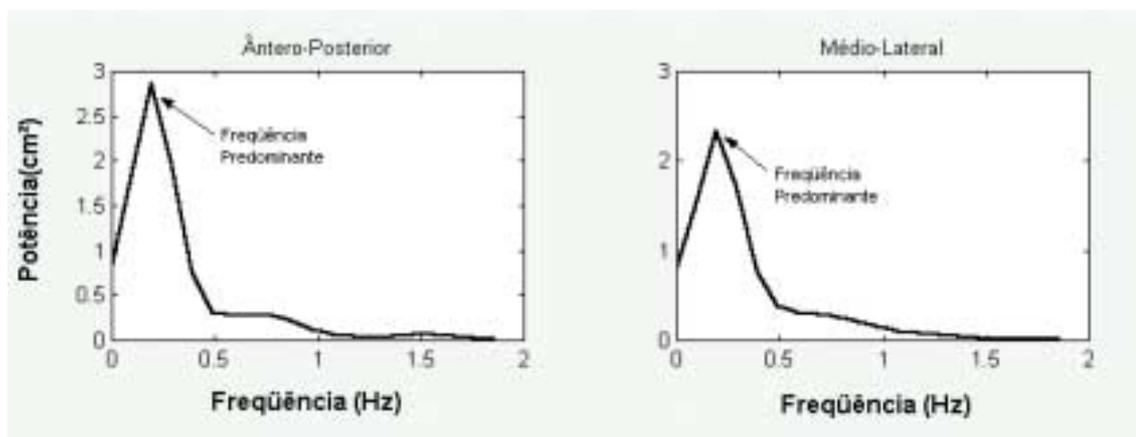
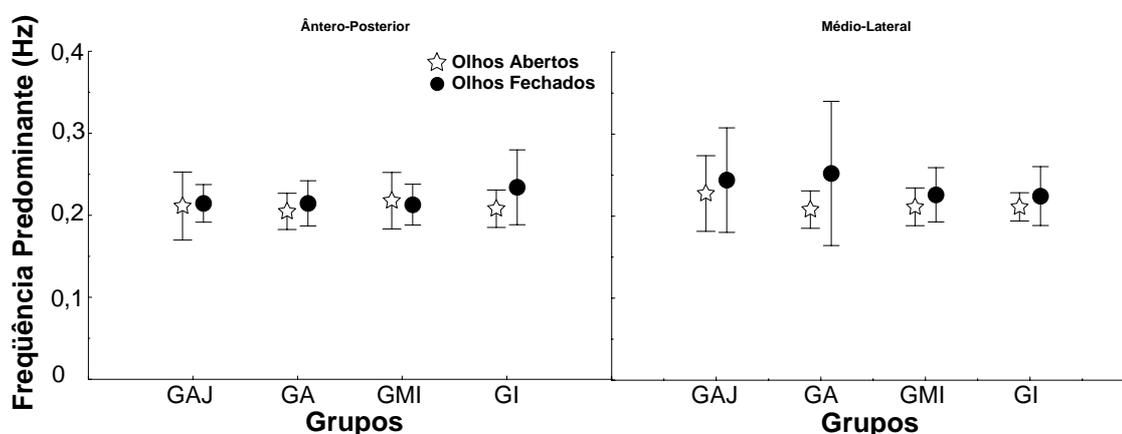


Figura 15: Gráficos que representam os deslocamentos do CP no domínio da freqüência nas direções ântero-posterior (em cima) e médio-lateral (embaixo).

A MANOVA, tendo como variáveis dependentes a freqüência predominante de deslocamento do CP, não revelou diferença entre os grupos,  $Wilks' \Lambda = 0,898$ ,  $F(6,70) = 0,639$ ,  $p > 0,05$ , e nem interação entre grupos e condições,  $Wilks' \Lambda = 0,877$ ,  $F(6,70) = 0,786$ ,  $p > 0,05$ . Entretanto a MANOVA revelou diferença entre condições,  $Wilks' \Lambda = 0,842$ ,

$F(2,35)=3,27$ ,  $p=0,05$ . Testes univariados revelaram diferenças entre as condições de olhos abertos e olhos fechados apenas para a direção médio-lateral,  $F(1,36)=4,84$ ,  $p<0,05$ . Para direção ântero-posterior não foi verificada diferença entre as condições,  $F(1,36)= 1,83$ ,  $p>0,05$ . A Figura 16 apresenta os resultados para a freqüência predominante de deslocamento do CP para os quatro grupos etários testados, nas duas condições, para a direção ântero-posterior e médio-lateral.



**Figura 16: Médias e os respectivos desvios padrão da freqüência predominante de deslocamento do CP nas direções ântero-posterior (a) e médio-lateral (b), para os quatro grupos etários, nas duas condições de informação visual.**

Os resultados do presente estudo indicaram não haver diferenças entre os grupos etários durante a manutenção da postura ereta não perturbada. Além disso, os resultados indicaram diferenças entre as condições de informação visual, com os grupos apresentando maiores oscilações posturais com os olhos fechados quando comparadas às oscilações com os olhos abertos.

Com base nestes resultados pode-se afirmar que, do ponto de vista comportamental, alterações no desempenho do sistema de controle postural durante a manutenção da postura ereta não perturbada não ocorrem antes dos 65 anos. Além disso, pode-se afirmar que a supressão da informação visual durante a manutenção da postura ereta não perturbada aumenta as oscilações posturais e a velocidade destas oscilações. Todavia, a supressão da informação visual influenciou da mesma forma os participantes de todos os

grupos etários, indicando que todos são influenciados de modo semelhante à supressão da informação visual.

Uma das razões para a não observância de diferenças comportamentais entre os grupos etários poderia ser a própria tarefa. A tarefa de permanecer em postura ereta não perturbada, com os pés paralelos e levemente distanciados é aparentemente simples de ser realizada por pessoas saudáveis e não leva o sistema de controle postural a atuar próximo ao limite de sua capacidade. A falta de desafios durante a manutenção da postura ereta não perturbada pode permitir aos indivíduos mais estáveis, adotarem comportamentos que não refletem a verdadeira capacidade do sistema de controle postural (MAKI, MCLROY, 1996). Também, quando a informação visual não é utilizada durante a realização desta tarefa, todos os grupos são influenciados da mesma maneira, sugerindo que a supressão de uma informação sensorial não aumenta significativamente a complexidade da tarefa de modo suficiente a provocar maiores dificuldades ao sistema de controle postural. Deste modo, parece pertinente afirmar que para se verificar possíveis alterações comportamentais durante a manutenção da postura ereta não perturbada seria necessário que a dificuldade da tarefa fosse aumentada, pois as diferenças comportamentais só se manifestariam quando a tarefa exigisse mais do sistema de controle postural ou quando as alterações estruturais e funcionais fossem grandes o suficiente para modificar o funcionamento do sistema de controle postural (HAGEMAN, LEIBOWITZ, BLANKE, 1995).

Uma outra explicação para a falta de diferença entre adultos jovens e idosos durante a manutenção da postura ereta não perturbada estaria associada ao grau de sensibilidade que possuem as variáveis tradicionalmente utilizadas nos estudos de controle postural, baseadas na quantidade de deslocamento do CP, e que foram utilizadas por este estudo. O CP é o ponto de aplicação da força vertical resultante exercida sobre a superfície de suporte, e os deslocamentos deste ponto representam o resultado das ações do sistema de controle postural e da força da gravidade (DUARTE, ZATSIORSKY, 2002; HORAK, MACPHERSON, 1996; WINTER, 1995). As variáveis mais utilizadas para o estudo do comportamento do sistema de controle postural são a área de

deslocamento do CP medida de vários modos (área radial, retangular, elíptica, etc.), a trajetória total percorrida pelo CP, a amplitude média de deslocamento do CP verificada através do cálculo do desvio padrão dos deslocamentos do CP e a variação ou amplitude máxima dos deslocamentos do CP (PRIETO, MYKLEBUST, MYKLEBUST, 1993). Estas variáveis fornecem uma estimativa global do padrão de oscilação postural no domínio do tempo e não levam em consideração as características dinâmicas dos deslocamentos do CP. Por essa razão, tais variáveis poderiam não ser sensíveis às pequenas mudanças estruturais que poderiam ocorrer com os deslocamentos do CP com o avanço da idade.

Buscando métodos alternativos para avaliar e determinar como o sistema de controle postural controla os deslocamentos do CM do corpo, alguns pesquisadores têm utilizado novas estratégias de análise dos deslocamentos do CP durante a manutenção da postura ereta não perturbada (i.e. COLLINS, DE LUCA, BURROWS E LIPSITZ, 1995; DUARTE, ZATSIORSKY, 1999; ZATSIORSKY, DUARTE, 2001) Por exemplo, Collins, De Luca, Burrows e Lipsitz (1995) realizaram um estudo onde se buscava observar diferenças entre adultos e idosos nas características dos deslocamentos do CP dentro de uma série temporal. Analisando as características dinâmicas dos deslocamentos do CP através de uma “análise de difusão estabilográfica”, estes autores verificaram diferenças significativas do comportamento do CP entre adultos e idosos e do modo que os deslocamentos do CP são controlados pelo sistema de controle postural. Ainda, através desta análise, Collins e colaboradores (1995) foram capazes de diferenciar o comportamento e o controle dos deslocamentos do CP de idosos que eram considerados saudáveis daqueles considerados com risco de quedas. Por outro lado, estes autores verificaram, utilizando os mesmos registros de deslocamento do CP, algumas variáveis tradicionais tais como a área radial, a trajetória total, a amplitude média e máxima de deslocamento do CP nas direções AP e ML. Comparando o desempenho de adultos e idosos pelas variáveis tradicionais estes autores verificaram diferenças apenas para uma variável, a amplitude máxima de deslocamento do CP na direção ântero-posterior, com os idosos tendo uma

amplitude máxima maior que os adultos jovens. Deste modo, parece coerente afirmar que as variáveis tradicionais fornecem apenas uma visão geral do comportamento do sistema de controle postural durante a manutenção da postura ereta não perturbada e que podem não revelar alterações importantes no modo com que os deslocamentos do CP são controlados. Assim, faz-se necessário, a utilização de métodos de análise que levam em consideração as alterações dinâmicas dos deslocamentos do CP em associação com as variáveis tradicionalmente utilizadas no estudo do controle da postura ereta não perturbada para uma melhor compreensão das possíveis diferenças entre adultos e idosos durante a realização desta tarefa.

Apesar dos resultados encontrados na literatura serem divergentes, com alguns estudos indicando pequenas diferenças e outros indicando que não há diferenças entre adultos e idosos durante a manutenção da postura ereta não perturbada, os pesquisadores, de modo geral, têm concluído que os idosos têm maior dificuldade em permanecer em postura ereta não perturbada. Baseados nos resultados do presente experimento, e nas afirmações sobre a diminuição na capacidade de controle postural em idosos, algumas questões podem ser levantadas. Como, na maioria dos estudos anteriores, têm-se observado pequenas diferenças comportamentais entre adultos e idosos durante a manutenção da postura ereta não perturbada, quais seriam as razões para este estudo não ter encontrado diferenças entre os grupos etários, e especificamente, entre adultos e idosos? Ainda, quais seriam as diferenças entre o presente estudo e os estudos que têm apontado diferenças entre os dois grupos etários?

Uma das explicações estaria associada à idade dos idosos utilizada pelo presente estudo comparada às idades dos idosos de outros estudos. No presente estudo, a idade dos idosos ficou restrita entre 60 e 65 anos, considerada a fase inicial da senescência (GALLAHUE, OZMUN, 2001), já outros estudos utilizaram uma faixa etária maior para os idosos. Por exemplo, no estudo de Collins, De Luca, Burrows e Lipsitz (1995), os idosos estudados tinham idade entre 71 e 80 anos, no estudo de Maki, Holliday e Fernie (1990), os idosos tinham em média 69 anos e as idades variavam entre 61 e 79 anos,

e por fim, no estudo de Newell, Slobounov e Slobounova (1997), os idosos estudados tinham idade entre 62 e 92 anos. Assim, a grande amplitude na distribuição etária dentro do grupo de idosos poderia colaborar para o aumento da oscilação postural e o aumento da variabilidade verificados nesta população e, assim, apontar diferenças comportamentais marcantes que podem não ocorrer na fase inicial da senescência. Esta constatação é ainda reforçada tendo em vista que, apesar de não ter sido verificado diferenças e nem tendências estatísticas nas variáveis analisadas durante a manutenção da postura ereta não perturbada, no presente estudo pode ser observado um pequeno aumento na dispersão média de deslocamento do CP para o grupo idoso. Este pequeno aumento, embora não indicado estatisticamente, poderia apontar para aumentos maiores em idades mais avançadas (acima de 65 anos), concordando com grande parte dos estudos existentes na literatura onde foram verificadas diferenças entre adultos e idosos durante a manutenção da postura ereta não perturbada (COLLINS, DE LUCA, BURROWS, LIPSITZ, 1995; HAY, BARD, FLEURY, TEASDALE, 1996; ERA, HEIKKINEN, 1985; MAKI, HOLLIDAY, FERNIE, 1990; NEWELL, SLOBOUNOV, SLOBOUNOVA, MOLENAAR, 1997; PANZER, BANDINELLI, HALLETT, 1995; TEASDALE, STELMACH, BREUNIG, 1991).

Além de a distribuição etária ser ampla em grande parte dos estudos em idosos, há grandes diferenças metodológicas entre os estudos. Exemplos são as diferentes distâncias mantidas entre os pés durante a realização das tentativas, as diferentes distâncias em que o alvo visual é posicionado em relação ao participante e as diferentes durações das tentativas. Estas diferenças prejudicam ou até mesmo inviabilizam as comparações entre os estudos, provocando resultados discrepantes e até mesmo antagônicos.

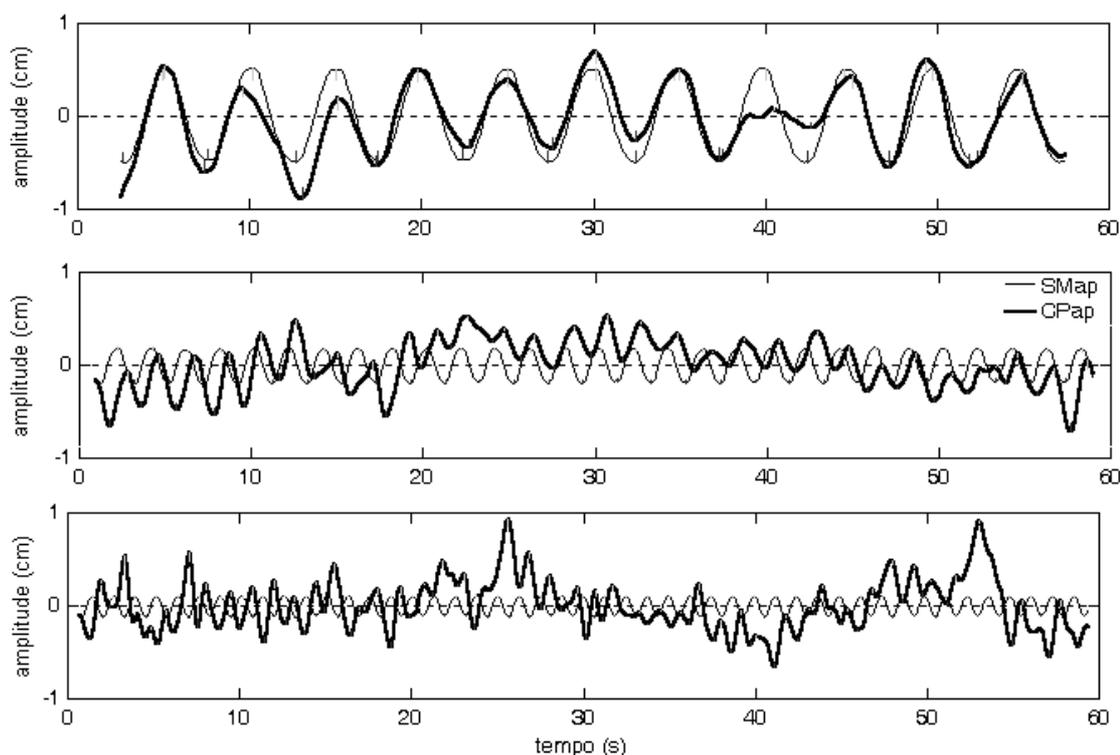
Uma outra característica importante apontada pelos resultados do presente experimento é a não existência de interação entre os grupos e as situações de informação visual. Este fato indica que todos os grupos etários foram influenciados da mesma forma à supressão da informação visual, apresentando um aumento das oscilações posturais quando a informação visual foi suprimida. Este resultado contradiz ao que foi observado por Hay, Bard, Fleury e Teasdale (1996). Estes autores verificaram que os idosos, com

média de idade ao redor de 70 anos, tinham um aumento proporcionalmente maior que os adultos jovens quando a informação visual era suprimida comparada à situação onde a informação visual era utilizada. Segundo estes autores, isto ocorreria em função dos idosos terem que “confiar” mais nas informações visuais em virtude dos sistemas vestibular e somatossensorial não estarem fornecendo informações “confiáveis” sobre o equilíbrio e a orientação postural. Entretanto, os resultados do presente estudo estão de acordo com os resultados encontrados por Teasdale, Stelmach e Breunig (1991), com idosos com idade entre 70 e 80 anos. Estes autores verificaram que adultos e idosos tiveram um aumento proporcionalmente semelhante de suas oscilações corporais com a supressão da informação visual, indicando que os idosos não são mais afetados do que os adultos em razão da falta de informação fornecida por um dos sistemas sensoriais. Deste modo, com base nestes resultados, parece que, até os 65 anos, os idosos não apresentam uma maior dependência ou são mais influenciados pela supressão das informações visuais durante a manutenção da postura ereta não perturbada.

Em suma, os resultados do presente experimento não apontam diferenças significativas entre os grupos etários durante a manutenção da postura ereta não perturbada. Isto sugere que até os 65 anos, as possíveis alterações estruturais nos sistemas sensoriais e motor não levariam a alterações comportamentais no controle da postura ereta não perturbada. A não diferença poderia estar associada principalmente às características da tarefa, que não exige muito da capacidade do sistema de controle postural, e ao fato dos idosos analisados por este estudo estarem no início da senescência, fase esta onde as alterações estruturais e funcionais não seriam suficientes para causar alterações comportamentais durante a manutenção da postura ereta não perturbada. Entretanto, a inserção de alguma perturbação de ordem sensorial ou mecânica, e por conseqüência, o aumento da complexidade da tarefa poderia indicar alguma diferença entre os grupos etários.

## 5.2 Experimento #2 - Acoplamento entre informação visual e oscilação postural

O objetivo deste experimento foi analisar a força e a estabilidade temporal do acoplamento entre informação visual e oscilações posturais de jovens, adultos e idosos frente à informações visuais geradas pelos movimentos contínuos de uma sala móvel. Em razão do movimento da sala ser na direção ântero-posterior, o relacionamento entre as informações visuais fornecidas pela sala móvel e os deslocamentos do CP foi verificado somente nesta direção. A Figura 17 apresenta um exemplo do movimento da sala e das oscilações posturais nas freqüências de 0,2, 0,5 e 0,8 Hz, respectivamente.



**Figura 17:** Exemplos das oscilações da sala móvel (linha fina) e os deslocamentos do CP (linha grossa) na direção ântero-posterior nas freqüências de 0,2, 0,5 e 0,8 Hz, respectivamente.

A MANOVA, tendo como variáveis dependentes a amplitude e freqüência média de deslocamento do CP, não indicou diferenças entre os grupos,  $Wilks' \Lambda=0,978$ ,  $F(6,70)=0,128$ ,  $p>0,05$ , e interação entre grupos

e freqüências, *Wilks' Lambda*=0,818,  $F(12,142)=1,247$ ,  $p>0,05$ . Entretanto, a MANOVA revelou diferenças entre as freqüências, *Wilks' Lambda*=0,004,  $F(4,142)=502,89$ ,  $p<0,001$ . Análises univariadas revelaram que houve diferenças para o fator freqüência, tanto para amplitude média de deslocamento do CP,  $F(2,72)=13,57$ ,  $p<0,001$ , quanto para freqüência média de deslocamento do CP,  $F(2,72)=6878,47$ ,  $p<0,001$ .

Testes *post hoc* indicaram que a amplitude média de deslocamento do CP foi maior durante movimentos da sala na freqüência de 0,2 Hz quando comparada às freqüências de 0,5 e 0,8 Hz e indicaram não haver diferenças para a amplitude média de deslocamento do CP entre 0,5 e 0,8 Hz. Testes *post hoc* indicaram, ainda, diferenças entre as freqüências médias de deslocamento do CP para o fator freqüência. Quando a sala oscilou na freqüência de 0,2 Hz, os participantes deslocaram seu CP em 0,2 Hz; quando a sala oscilou na freqüência de 0,5 Hz, os participantes deslocaram seu CP também na freqüência de 0,5 Hz; e quando a sala oscilou na freqüência de 0,8 Hz, os participantes deslocaram seu CP na freqüência de 0,8 Hz. A Figura 18 apresenta os resultados da amplitude e freqüência média de deslocamento do CP dos quatro grupos etários nas três freqüências de oscilação da sala móvel.

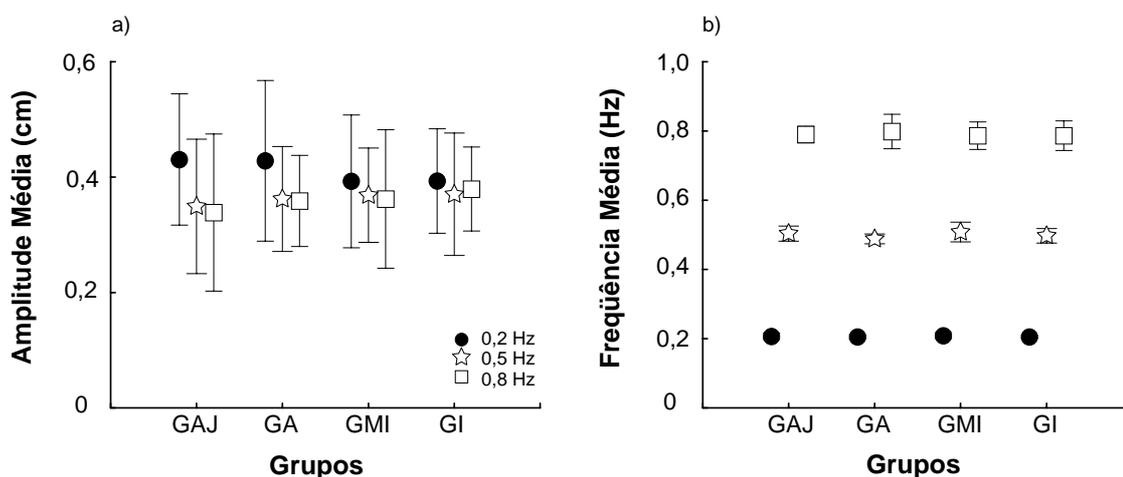
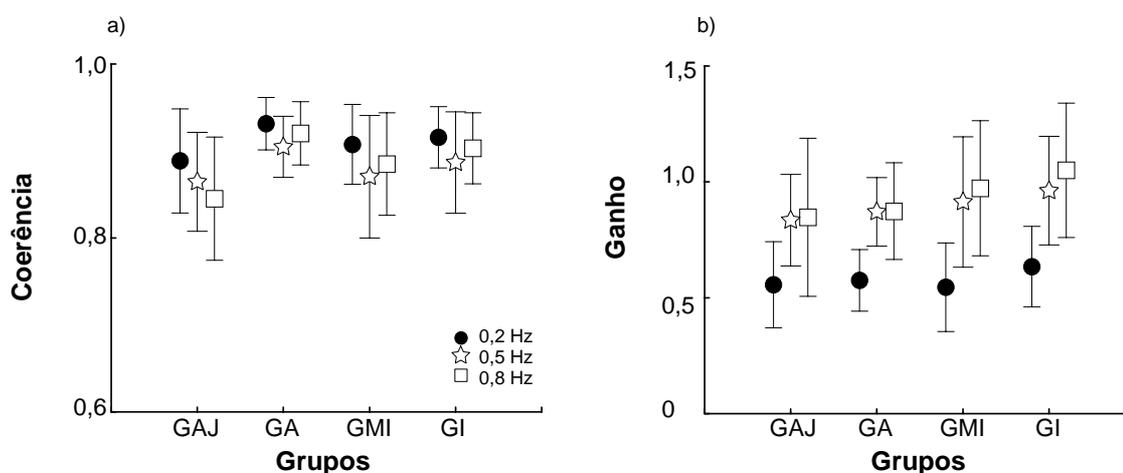


Figura 18: Valores médios e os respectivos desvios padrão da amplitude média de deslocamento do CP (a) e freqüência média de deslocamento do CP (b), na direção ântero-posterior, nas três freqüências de oscilação da sala, 0,2, 0,5 e 0,8 Hz, para os quatro grupos etários.

A força do acoplamento entre os deslocamentos do CP e a oscilação da sala móvel foi verificada através das variáveis coerência e ganho. A Figura 19 apresenta os resultados da coerência e ganho para os quatro grupos etários nas três freqüências de oscilação da sala.

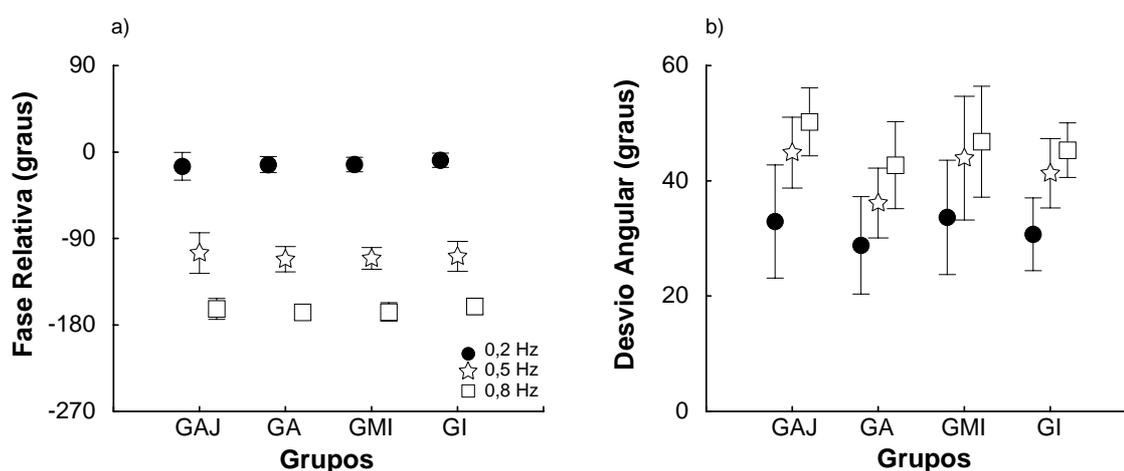
A MANOVA, tendo como variáveis dependentes a coerência e o ganho, não indicou diferenças entre os grupos, *Wilks' Lambda*=0,736,  $F(6,70)=1,93$ ,  $p=0,088$  e nem interação entre grupo e freqüência, *Wilks' Lambda*=0,937,  $F(12,142)=0,391$ ,  $p>0,05$ , mas indicou diferença entre as freqüências, *Wilks' Lambda*=0,266,  $F(4,142)=33,31$ ,  $p<0,001$ . As análises univariadas indicaram diferenças entre as freqüências tanto para a coerência,  $F(2,72)=7,03$ ,  $p<0,005$ , quanto para o ganho,  $F(2,72)=75,28$ ,  $p<0,001$ . Testes *post hoc* indicaram que nas freqüências de 0,5 e 0,8 Hz a coerência foi menor e o ganho foi maior quando comparada à coerência e ganho na freqüência de 0,2 Hz.



**Figura 19:** Valores médios e os respectivos desvios padrão da coerência (a) e ganho (b), na direção ântero-posterior, nas três freqüências de oscilação da sala, 0,2, 0,5 e 0,8 Hz, para os quatro grupos etários.

O relacionamento temporal e estabilidade do relacionamento temporal entre os deslocamentos do CP e a oscilação da sala móvel foram verificadas através das variáveis fase relativa e desvio angular, respectivamente. A Figura 20 apresenta os resultados da fase relativa e desvio angular para os quatro grupos etários nas três freqüências de oscilação da sala móvel.

A MANOVA, tendo como variáveis dependentes a fase relativa e o desvio angular, não indicou diferenças entre os grupos, *Wilks' Lambda*=0,806,  $F(6,70)=1,32$ ,  $p>0,05$ , e nem interação entre grupos e freqüências, *Wilks' Lambda*=0,898,  $F(12,142)=0,65$ ,  $p>0,05$ , mas indicou diferença entre as freqüências, *Wilks' Lambda*=0,011,  $F(4,142)=292,94$ ,  $p<0,001$ . As análises univariadas indicaram diferenças entre as freqüências tanto para a fase relativa,  $F(2,72)=2866,75$ ,  $p<0,001$ , quanto para o desvio angular,  $F(2,72)=114,58$ ,  $p<0,001$ . Testes *post hoc* indicaram uma diminuição da fase relativa com o aumento da freqüência de oscilação da sala móvel e um aumento do desvio angular com o aumento da freqüência de oscilação da sala móvel.



**Figura 20:** Valores médios e os respectivos desvios padrão da fase relativa (a) e desvio angular (b), na direção ântero-posterior, nas freqüências de 0,2, 0,5 e 0,8 Hz, para os quatro grupos etários.

Os resultados do segundo experimento indicaram que os indivíduos, quando submetidos ao movimento contínuo de uma sala móvel, deslocam seu CP na freqüência imposta pela oscilação da sala, também indicaram que os participantes de todos os quatro grupos etários tiveram um relacionamento temporal e a estabilidade deste relacionamento semelhantes, deslocando o CP com um pequeno atraso temporal com a sala durante oscilações da sala a 0,2 Hz, com um atraso temporal de cerca de 100 graus durante oscilações da sala a 0,5 Hz e com um atraso temporal de cerca de 170 graus durante oscilações

da sala a 0,8 Hz. Contudo, embora não havendo diferença estatística significativa, os resultados indicaram uma tendência de aumento na força de acoplamento entre informação visual e oscilação postural para os três grupos com idades mais avançadas e, também, indicaram uma tendência das oscilações da sala móvel exercerem maior influência nas oscilações posturais nos grupos com idades mais avançadas, principalmente em frequências mais altas de oscilação da sala.

Em movimentos contínuos da sala móvel esperava-se que o acoplamento entre informação visual e oscilação postural diminuiria com o avanço da idade, devido às alterações estruturais e funcionais dos sistemas visual, somatossensorial e vestibular e em função das alterações apresentadas pelo sistema motor decorrentes do processo de envelhecimento. Entretanto, ao contrário do que se esperava, a força do acoplamento entre informação visual e oscilação postural apresentou uma tendência de aumento para os três grupos de faixas etárias mais elevadas. Quais seriam as razões para este pequeno aumento da influência das oscilações da sala móvel nas oscilações posturais e para o tênue aumento na força do acoplamento entre informação visual e oscilação postural nos três grupos com idade mais elevada?

A maior influência dos deslocamentos discretos de uma sala móvel nas oscilações corporais de indivíduos idosos já foi verificada em estudos anteriores (SUNDERMIER, WOOLLACOTT, JENSEN, MOORE, 1996; WADE, LINDQUIST, TAYLOR, TREAT-JACOBSON, 1995). Para estes autores esta influência seria em decorrência das alterações funcionais apresentadas pelo sistema somatossensorial e pelo sistema vestibular, o que prejudicaria a obtenção de informação sobre orientação e equilíbrio postural através destes dois sistemas. Segundo estes autores, estas alterações seriam as principais causas da maior dependência das informações provenientes do sistema visual.

Entretanto, o sistema visual também apresenta alterações com o avanço da idade (ATCHLEY, ANDERSEN, 1998; GRENE, MADDEN, 1987; KLINE, SCHIEBER, ABUSAMRA, COYNE, 1983; LORD, SHERRINGTON, MENZ, 2001; WARREN, BLACKWELL, MORRIS, 1989). Neste caso, a maior influência da informação visual no sistema de controle postural, quando os indivíduos são submetidos à

situação da sala móvel, não poderia ser justificada pelas alterações funcionais dos sistemas somatossensorial e vestibular, pois esta dependência seria específica ao contexto sensorial no qual a tarefa de permanecer em postura ereta foi desempenhada. Alterações estruturais e funcionais ocorrem em todos os canais sensoriais e também no sistema motor, todavia, estas alterações, provavelmente, não são significativas até por volta dos 65 anos. Seguindo este raciocínio, surge uma questão: Se as alterações funcionais nos canais sensoriais e no sistema motor não são as principais causas para a tendência de aumento da força de acoplamento entre informação visual e oscilações posturais e da influência dos movimentos da sala nos deslocamentos do CP verificadas nos participantes quando submetidos à situação da sala móvel, o que seria responsável por tais alterações?

Para tentar responder a esta questão deve-se observar o que ocorre com os participantes quando submetidos à movimentação contínua da sala móvel. Nesta situação, os indivíduos passam a interpretar tais movimentos como um aumento do auto-movimento corporal, pois eles estão sempre buscando minimizar as alterações do cenário visual projetado na retina através de oscilações corporais. Para que isto ocorra, os indivíduos devem oscilar com amplitude e frequência semelhantes ao movimento da sala. Entretanto, as informações provenientes dos sistemas vestibular e somatossensorial entram em conflito com a informação fornecida pelo sistema visual. As informações provenientes dos sistemas vestibular e somatossensorial estariam indicando ao sistema de controle postural que o corpo está em movimento e as informações provenientes do sistema visual estariam indicando que o corpo está mantendo a posição desejada. Neste caso, o conflito deveria ser resolvido ou seus efeitos deveriam ser minimizados. Mas como isto ocorre?

No processo de integração sensorial, as informações provenientes dos sistemas visual, vestibular e somatossensorial são integradas no SNC e pesos são dados à estas informações para tornar o controle postural um processo mais flexível em função das constantes mudanças na relação do indivíduo com o ambiente (OIE, KIEMEL, JEKA, 2002). Em situações normais, as informações sensoriais são redundantes, ou seja, fornecem informações que são

coincidentes espacial e temporalmente ao sistema de controle postural. Tal redundância estaria provocando um “enriquecimento” da informação sobre equilíbrio e orientação corporal que facilitaria o sistema de controle postural a monitorar o posicionamento do CM. Entretanto, este enriquecimento não é resultado da soma de todas as informações sensoriais disponíveis. O sistema de controle postural, de forma dinâmica, atribui um peso ou valor de importância a cada informação sensorial que depende, basicamente, do contexto onde esta tarefa está sendo executada (JEKA, OIE, KIEMEL, 2000). Por exemplo, quando uma pessoa permanece em postura ereta em um ambiente com pouca ou nenhuma iluminação há uma diminuição do peso dado à informação visual e um aumento do peso dado às informações somatossensoriais e vestibulares. Do mesmo modo, quando uma pessoa está posicionada sobre uma superfície deformável que limita a utilização da informação somatossensorial, ocorre uma diminuição do peso dado a esta informação e aumento do peso dado as demais.

No caso da sala móvel, esta coincidência temporal e espacial entre as informações sensoriais deixa de existir. Em um primeiro momento, em virtude de o estímulo visual apresentar alterações dinâmicas de posição e velocidade, o sistema de controle postural daria um peso maior à esta informação e diminuiria o peso dado às outras informações, mas posteriormente, comparando a informação visual aos outros tipos de informação e verificando a existência de um conflito sensorial, o sistema de controle postural procuraria minimizar a importância da informação visual e aumentaria o peso dado às informações somatossensoriais e vestibulares. Entretanto, neste contexto, em função da informação visual apresentar propriedades dinâmicas, ou seja, alterações na sua posição e velocidade, esta ainda predominaria perante aos outros tipos de informação, mas com uma vantagem menor.

Nos resultados do presente estudo, pôde-se verificar a ocorrência deste comportamento nos adultos jovens. Todavia, nas faixas etárias mais elevadas, foi verificada uma tendência de alteração deste comportamento. Após os 40 anos, pôde-se verificar uma tendência de aumento da influência da informação visual, indicado por uma tendência de aumento linear do ganho, nas

freqüências mais altas e uma tendência de aumento da força de acoplamento, indicado também pela tendência de aumento da coerência, nos três grupos etários com idade mais avançada. Estes resultados poderiam estar indicando que, aos 40 anos, os indivíduos já apresentariam pequenas alterações no processo de integração sensorial. A partir desta faixa etária os indivíduos começariam a apresentar problemas em comparar as informações e resolver conflitos sensoriais. No caso da sala móvel, estes indivíduos não conseguiriam diminuir o peso da informação visual e aumentar o peso dado às informações dos outros sistemas sensoriais e, por essa razão, a força do acoplamento e a influência das oscilações da sala móvel tenderiam a ser maiores para os grupos mais velhos.

A força e a estabilidade do acoplamento entre informação sensorial e as oscilações posturais refletem o estado do sistema de controle postural. Um relacionamento coerente e estável entre ambos é primordial para o sucesso do controle postural. Entretanto, o acoplamento entre informação visual e oscilação postural imposto pela sala móvel é, de certo modo, prejudicial à manutenção da estabilidade postural, pois ele dirige o sistema para um comportamento não habitual. Neste caso específico, resolver este conflito e minimizar os efeitos negativos deste tipo de conflito no controle postural é importante para a manutenção da estabilidade do sistema. Deste modo, os adultos jovens conseguiram minimizar estes efeitos diminuindo a força do acoplamento entre informação visual e oscilação postural e diminuindo a influência das oscilações da sala móvel nas ações do sistema de controle postural. Além disso, já aos 40 anos, podem ser observadas tendências do processo de integração sensorial estar começando a sofrer alterações, o que poderiam acarretar, aos grupos etários com idade mais avançada, problemas em manter o equilíbrio em condições de conflito sensorial durante a manutenção da postura ereta.

Segundo Woollacott, Shumway-Cook e Nashner (1986), as duas causas principais de instabilidade no equilíbrio corporal seriam as alterações na capacidade de captar informações pelos sistemas sensoriais e no processo de integração sensorial que ocorrem no SNC. As alterações na capacidade de

captar informações seriam decorrentes de alterações estruturais e funcionais dos sistemas sensoriais verificadas em idosos. As alterações no processo de integração sensorial ocorreriam em virtude de alterações que ocorrem no SNC com o avanço da idade, tais como, perdas de neurônios, de dendritos e o reduzido número de ramificações que prejudicam a comunicação entre as células nervosas, alterações no metabolismo cerebral e alterações no metabolismo dos neurotransmissores (MAKI, MCLROY, 1996). Baseado nos resultados do segundo experimento é provável que a principal causa do aumento da instabilidade no equilíbrio corporal seria às alterações no processo de integração sensorial, e é provável que até os 65 anos, a diminuição da capacidade dos sistemas sensoriais em captar informações, não seria tão significativa a ponto de alterar a capacidade de controle postural.

### **5.3 Experimento #3 – Ajustes posturais antecipatórios e reativos**

O objetivo deste experimento foi examinar os ajustes posturais antecipatórios e reativos de jovens, adultos e idosos frente a perturbações esperadas e inesperadas durante a manutenção da postura ereta.

A MANOVA, tendo como variáveis dependentes a amplitude e o tempo de deslocamento posterior do CP após a perturbação, não apontou diferença entre os grupos, *Wilks' Lambda*=0,884,  $F(6,70)=0,745$ ,  $p>0,05$ . Entretanto, a MANOVA indicou interação entre grupo e perturbação, *Wilks' Lambda*=0,674,  $F(6,70)=2,544$ ,  $p<0,05$ , e apontou diferença entre os tipos de perturbação, *Wilks' Lambda*=0,189,  $F(2,35)=74,75$ ,  $p<0,001$ . As análises univariadas para a interação entre grupo e perturbação indicaram diferença apenas para o tempo de deslocamento posterior do CP após a perturbação,  $F(3,36)=4,885$ ,  $p<0,01$ . A interação entre grupo e perturbação indicou que na perturbação externamente imposta, todos os grupos etários reverteram os deslocamentos do CP em tempo semelhante. Todavia, quando a perturbação foi por iniciativa própria, os adultos jovens demoraram mais tempo para reverter o deslocamento posterior do CP, após este tipo de perturbação.

As análises univariadas para o fator perturbação indicaram diferença apenas para a amplitude de deslocamento posterior do CP,  $F(1,24)=166,72$ ,  $p<0,001$ . De acordo com estes resultados, a amplitude de deslocamento posterior do CP foi maior para a perturbação externamente imposta quando comparada à perturbação por iniciativa própria. A Figura 21 apresenta os resultados da amplitude de deslocamento posterior do CP após a liberação ou a retirada do objeto e o tempo deste deslocamento.

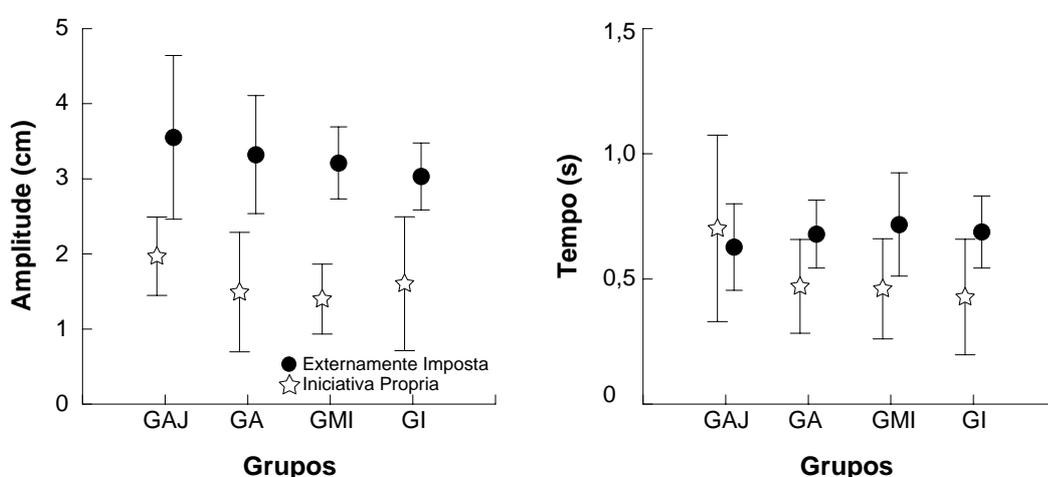
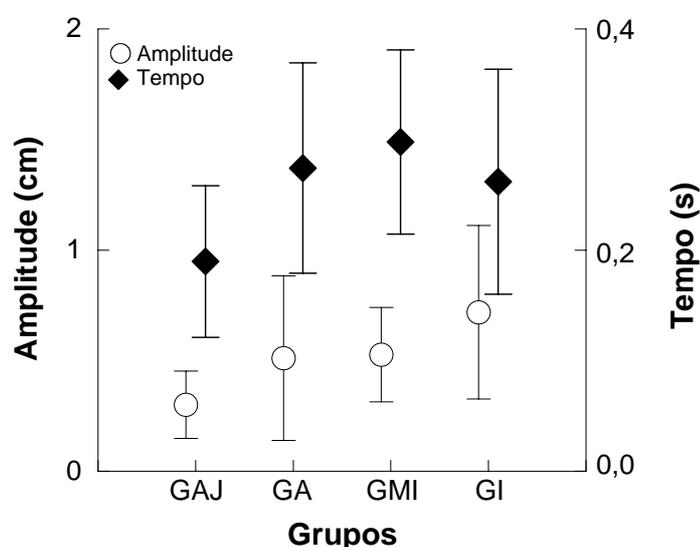


Figura 21: Valores médios e os respectivos desvios padrão da amplitude de deslocamento posterior do CP (a) e do tempo de deslocamento posterior do CP (b), nas duas condições de perturbação, para os quatro grupos etários.

Tendo em vista os resultados de estudos anteriores (GODOI, BARELA, 2002; HAY, REDON, 1999) onde foram verificados deslocamentos do CP antes da perturbação por iniciativa própria, no presente experimento verificou-se que a amplitude e o tempo de deslocamentos do CP antes da execução de movimento voluntário para liberação do objeto. Como não foi observado qualquer deslocamento do CP antes da perturbação externamente imposta, as análises da amplitude e tempo de deslocamento posterior do CP antes da perturbação ficaram restritas à perturbação por iniciativa própria.

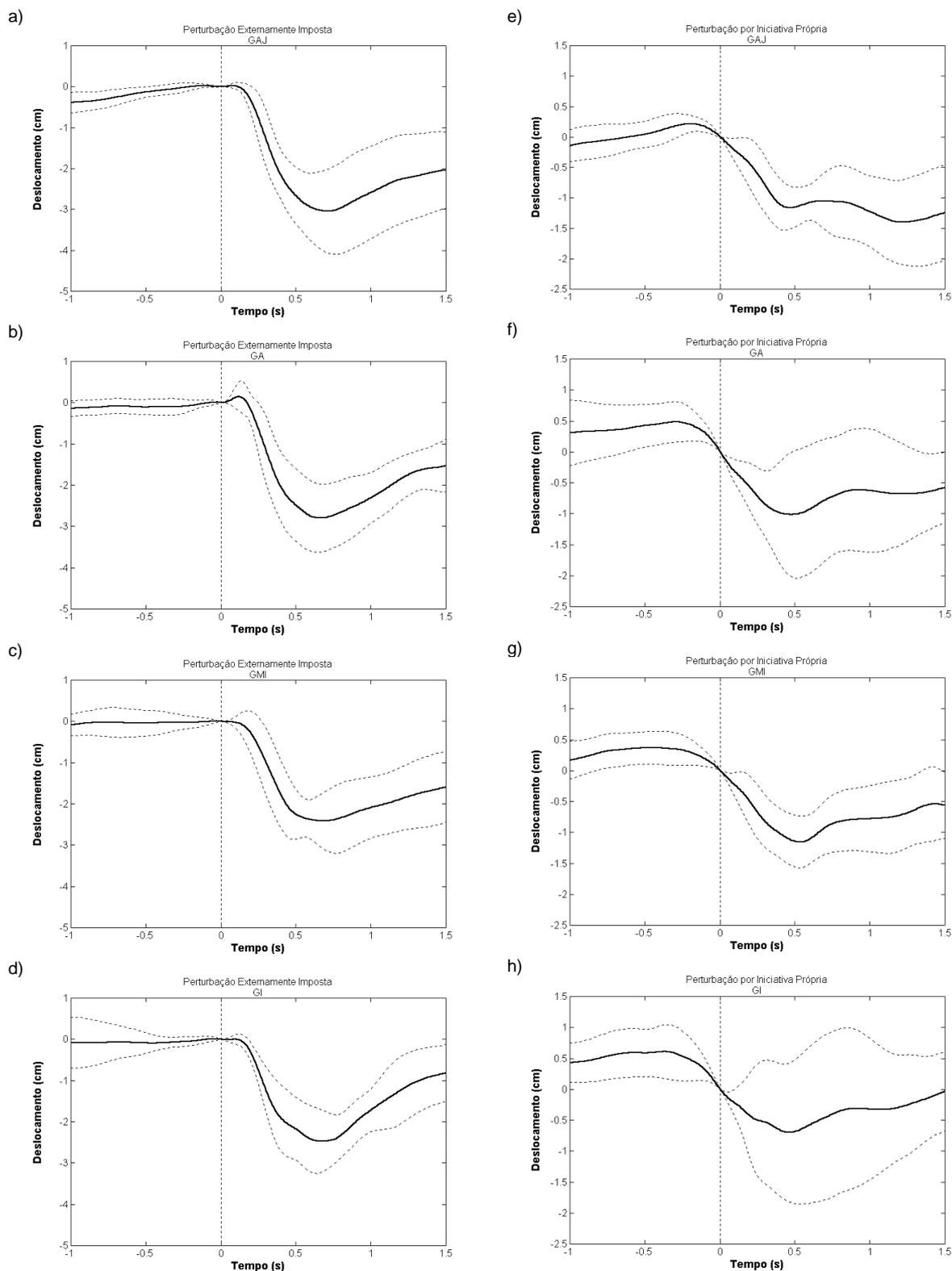
A MANOVA, tendo como variáveis dependentes a amplitude e o tempo de deslocamento do CP antes do início da perturbação, revelou uma diferença marginal entre grupos,  $Wilks' \Lambda=0,707$ ,  $F(6,70)=2,205$ ,  $p=0,052$ . Análises univariadas indicaram diferenças apenas para a amplitude de deslocamento

posterior do CP antes da perturbação,  $F(3,36)=3,144$ ,  $p=0,037$ . Testes *post hoc* com ajustes de Bonferroni indicaram diferenças apenas entre os grupos GAJ e GI. Estes resultados apontaram que os idosos tiveram o deslocamento do CP, antes da perturbação por iniciativa própria, maior que os deslocamentos do CP apresentados pelos adultos jovens. A Figura 22 apresenta os valores médios e os respectivos desvios padrão da amplitude e do tempo de deslocamento posterior do CP antes da perturbação por iniciativa própria.



**Figura 22: Médias e respectivos desvios padrão da amplitude e tempo de deslocamento posterior do CP antes da perturbação por iniciativa própria.**

Buscando interpretar os resultados obtidos relacionados à amplitude e tempo de deslocamento posterior do CP antes e após aos dois tipos de perturbação, os comportamentos médios de cada grupo etário em cada tipo de perturbação são apresentados na Figura 23. Verificando estes gráficos, observa-se que quando submetidos à perturbação externamente imposta, os participantes de todos os grupos tiveram comportamento semelhante dos deslocamentos do CP, o que corrobora com os resultados obtidos nas análises anteriores. Entretanto, observando os gráficos correspondentes à perturbação por iniciativa própria, verifica-se um comportamento do CP com grande variabilidade, tanto antes, quanto após a perturbação.



**Figura 23: Médias (linha contínua) e respectivos desvios padrão (linhas pontilhadas) dos deslocamentos do CP antes e após as perturbações externamente impostas (a-d) e por iniciativa própria (e-h) dos quatro grupos etários GAJ (a e e), GA (b e f), GMI (c e g) e GI (d e h).**

Para verificar se houve diferenças nas estratégias de controle utilizadas pelos participantes, primeiramente foram observadas as características dos deslocamentos angulares quanto à direção destes deslocamentos após as perturbações, ou seja, se o comportamento predominante de cada articulação foi de extensão ou flexão. Os deslocamentos angulares do tornozelo e joelho tiveram maiores deslocamentos em flexão. Por outro lado, os deslocamentos angulares do quadril foram predominantemente de extensão.

Para verificar diferenças na magnitude de movimento das articulações nas direções em que estes movimentos foram predominantes, foram realizadas duas MANOVAs, tendo como fatores os grupos. A primeira MANOVA, tendo como variáveis dependentes o deslocamento angular em flexão das articulações do tornozelo e joelho e de extensão para a articulação do quadril para a perturbação por iniciativa própria, não apontou diferenças entre os grupos, *Wilks' Lambda*=0,7,  $F(9, 82)=1,456$   $p>0,05$ . A segunda MANOVA, tendo como variáveis dependentes o deslocamento angular em flexão das articulações do tornozelo e joelho e de extensão para a articulação do quadril para a perturbação externamente imposta, também não apontou diferenças entre grupos, *Wilks' Lambda*=0,760,  $F(9,82)=1,097$ ,  $p>0,05$ . A Figura 24 apresenta os resultados do deslocamento angular das articulações do tornozelo, joelho e quadril dos quatro grupos etários nos dois tipos de perturbação, por iniciativa própria e externamente imposta.

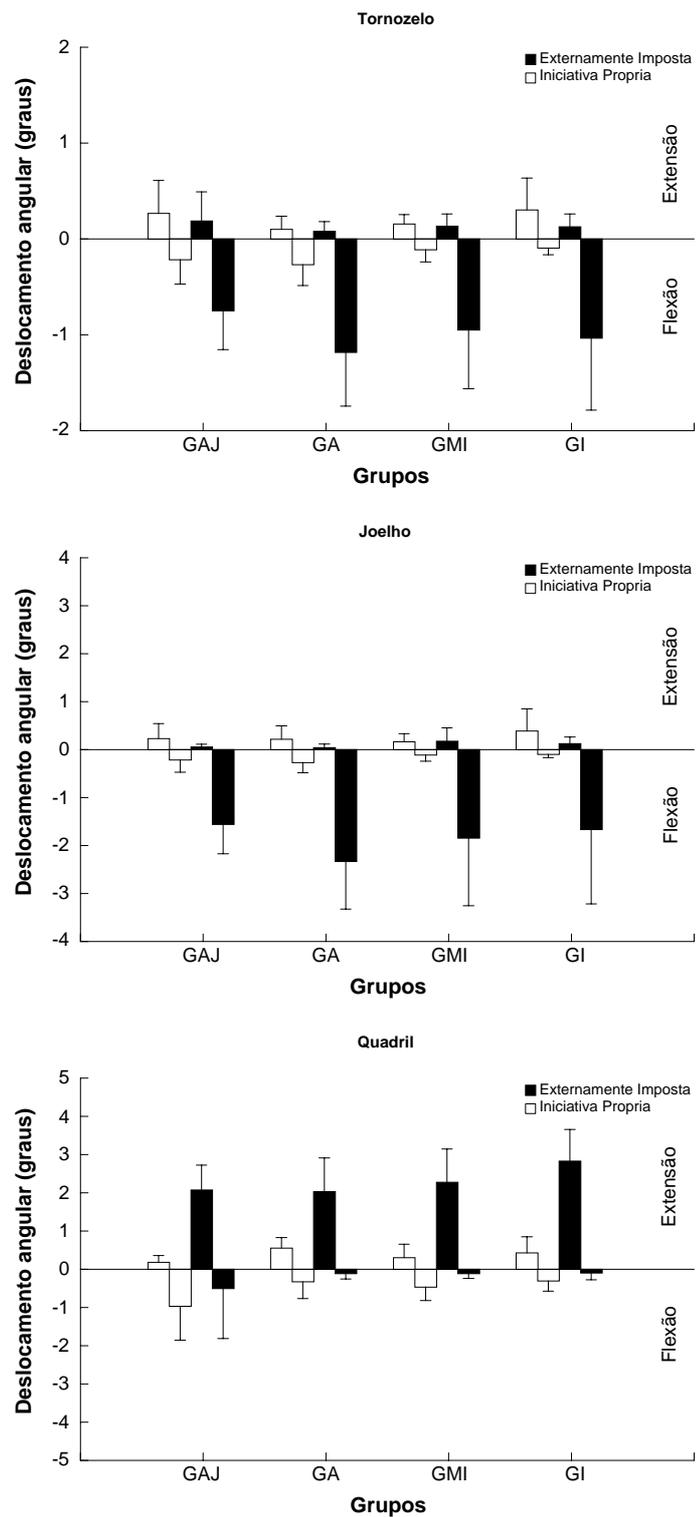


Figura 24: Valores médios e os respectivos desvios padrão da variação angular da articulação do tornozelo, joelho e quadril nas duas condições de perturbação, para os quatro grupos etários.

Os resultados do terceiro experimento indicaram que os participantes de todos os grupos etários foram capazes de realizar ajustes posturais antecipatórios e reativos em função das perturbações por iniciativa própria e externamente imposta. Entretanto, parecem existir diferenças comportamentais entre os grupos etários principalmente na perturbação por iniciativa própria.

Com relação à perturbação por iniciativa própria, foi verificado que a amplitude de deslocamento posterior do CP antes do início da perturbação é maior em idosos do que em adultos jovens, apesar do tempo entre o início deste deslocamento e o início da perturbação não ter sido estatisticamente diferente entre os dois grupos etários. Estes resultados associados à variabilidade das respostas posturais após a perturbação por iniciativa própria nos três grupos etários com idades mais avançadas, mas principalmente nos idosos, poderiam ser responsáveis pela não observância de diferença estatística significativa entre grupos no deslocamento posterior do CP após a ocorrência deste tipo de perturbação.

A relação entre os deslocamentos antes e após a perturbação por iniciativa própria também indicou resultados interessantes. Os idosos deslocam mais seu CP antes da perturbação. Mesmo tendo um deslocamento maior antes da perturbação, os idosos não conseguem reduzir o deslocamento do CP após a perturbação. Estes fatos associados poderiam indicar uma diminuição na eficácia dos ajustes posturais antecipatórios em idosos, pois, mesmo deslocando o CP com uma amplitude maior antes da perturbação, os idosos não conseguem reduzir a amplitude de deslocamento após a perturbação por iniciativa própria, mesmo reduzindo o tempo deste deslocamento.

Quando comparado aos adultos, os idosos apresentam um aumento do tempo entre o início dos ajustes posturais antecipatórios e o início do movimento focal (INGLIN, WOOLLACOTT, 1988; MERCER, SAHRMANN, DIGGLES-BUCKLES, ABRAMS, NORTON, 1997). Isto significa que os idosos preparam o corpo com maior antecedência para a perturbação. Mas esta estratégia tem sua contrapartida. Os idosos, em função deste intervalo maior entre os movimentos posturais e focais, têm um aumento no tempo de reação e uma diminuição na velocidade do movimento (INGLIN, WOOLLACOTT, 1988; MERCER,

SAHRMANN, DIGGLES-BUCKLES, ABRAMS, NORTON, 1997). Neste estudo não foi possível determinar se os idosos demoraram mais para realizar o movimento voluntário responsável pela liberação do objeto. Entretanto, esta pode ter sido uma estratégia adotada pelos idosos para minimizar os efeitos da perturbação. Mesmo com a possível utilização desta estratégia, os idosos, no presente experimento, não conseguiram diminuir os deslocamentos do CP após a perturbação quando comparado aos outros grupos etários. Deste modo, os resultados do presente estudo indicam que os idosos entre 60 e 65 anos executam ajustes posturais antecipatórios, entretanto estes ajustes não se mostram tão eficazes em controlar os deslocamentos do CP após a realização de movimentos voluntários. Isto ocorre, provavelmente, em virtude dos idosos enfrentarem problemas com a estimativa dos efeitos da perturbação (WOOLLACOTT, MANCHESTER, 1993) causada por alterações nos mecanismos neurais no SNC que desencadeiam tais ajustes (HORAK, SHUPERT, MIRKA, 1989).

Ainda com relação ao deslocamento antes e após a perturbação, exceto nos idosos, pode-se observar um relacionamento interessante entre os deslocamentos do CP antes e após a perturbação. Enquanto os adultos jovens apresentam um deslocamento pequeno do CP antes da perturbação e um deslocamento grande do CP após a perturbação, os grupos de adultos entre 40 e 45 anos e 50 e 55 anos (GA e GMI) aumentam os deslocamentos antes e diminuem os deslocamentos do CP após a perturbação. Isto poderia indicar que os adultos jovens apresentam ajustes posturais antecipatórios menos eficazes que os outros dois grupos etários da idade adulta, entretanto, o que provavelmente ocorre é que esta perturbação estaria subestimando a capacidade do sistema de controle postural em desencadear ajustes posturais antecipatórios, pois a magnitude do movimento executado é pequena e, portanto, não representa riscos maiores ao equilíbrio. Entretanto, a partir dos 40 anos, esta perturbação já poderia trazer algum risco para o equilíbrio. Por esta razão, o tempo de deslocamento posterior do CP para os grupos GA e GMI foi significativamente reduzido quando comparado ao tempo de deslocamento do CP apresentado por adultos jovens e, também, houve uma tendência da

amplitude de deslocamento após a perturbação para estes dois grupos ser menor. Deste modo, para estes grupos, o deslocamento do CP já estaria sendo mais bem controlado de forma antecipatória, para que fosse evitado um deslocamento maior do CM e para que fossem minimizados os riscos que este deslocamento proporcionaria.

Com relação aos resultados da perturbação externamente imposta, estes indicam que não há diferenças entre os grupos para a amplitude de deslocamento do CP após a perturbação. Estes resultados contrariam os resultados obtidos por Godoi e Barela (2002). Estes autores compararam jovens e idosos, nesta mesma tarefa, e observaram que a amplitude de deslocamento posterior do CP foi menor para os idosos quando comparado aos adultos jovens. Para estes autores este resultado foi surpreendente, pois eles esperavam que os idosos, quando submetidos à perturbação externamente imposta, apresentassem maior deslocamento do CP como efeito da perturbação.

Quais seriam as causas do melhor desempenho dos idosos nesta tarefa? E mais especificamente neste estudo, qual a razão de não ter havido diferenças entre os grupos etários quando estes foram submetidos à perturbação externamente imposta?

Godoi e Barela (2002), observando as oscilações corporais (OC) e o CP, verificaram que após a perturbação externamente imposta houve diferenças na relação estabelecida entre OC e CP em adultos e idosos. Em adultos, o deslocamento de ambos foi na mesma direção, caracterizando uma relação em fase entre OC e CP. Entretanto, em idosos, o deslocamento de ambos após a perturbação seguiu sentidos opostos, caracterizando uma relação fora de fase entre OC e CP. Com base nestes resultados, estes autores concluíram que a razão da diminuição dos deslocamentos do CP verificados em idosos após uma perturbação externamente imposta seria a utilização de diferentes estratégias de controle. Para estes autores, os jovens utilizaram predominantemente a estratégia de tornozelo e os idosos predominantemente estratégias mistas e estratégias de quadril.

Para verificar a real ocorrência de tais estratégias em adultos e em idosos, o presente estudo utilizou variáveis cinemáticas angulares. O deslocamento angular foi avaliado entre os grupos etários e nenhuma diferença foi verificada. Observando os dados de deslocamento angular, pode-se verificar que em grande parte das tentativas os participantes de todos os grupos executaram estratégias semelhantes para diminuir os efeitos da perturbação externamente imposta. Todos os participantes executaram predominantemente uma flexão de tornozelo e uma extensão de quadril logo após a perturbação. Esta relação contrária entre os movimentos do tornozelo e quadril poderia indicar que todos os grupos utilizaram a estratégia do quadril. Além disso, foi observado também um aumento no grau de flexão do joelho. Isto poderia indicar que, além de executarem a estratégia de quadril, os participantes abaixaram o CM para auxiliar a retomada do equilíbrio. Embora não significativo, podemos observar diferenças na magnitude dos deslocamentos angulares entre adultos e idosos. Há uma tendência da magnitude de extensão da articulação do quadril aumentar com o avanço da idade e também se pode verificar uma tendência do grau de flexão do tornozelo e do joelho ser menor em adultos jovens quando comparado com o grau de flexão do tornozelo e joelho nos outros grupos etários. Entretanto, apenas uma tendência de diferença na magnitude dos deslocamentos angulares não poderia ser a responsável pela falta de diferença entre os grupos etários.

Foi verificado em estudos com a movimentação da superfície de suporte que os idosos deslocam mais o CP quando submetidos a esta perturbação. Observou-se também que os idosos aumentam a intensidade e o número de músculos ativados, e aumentam os períodos de co-ativação dos músculos agonistas e antagonistas (NAKAMURA, TSUCHIDA, MANO, 2001). Apesar de terem magnitudes e efeitos diferentes, a perturbação pela retirada do objeto e a perturbação pela movimentação da superfície de suporte são externamente impostas e temporalmente imprevisíveis. Desta forma, uma outra explicação para a não observância de diferença entre os grupos etários seria que com a perturbação eminente, os grupos de faixas etárias mais elevadas poderiam estar aumentando a intensidade e o número de músculos ativados e

aumentando os períodos de co-ativação dos músculos agonistas e antagonistas. Isto faria com que houvesse um aumento da rigidez intersegmentar nestes grupos, o que reduziria os graus de liberdade e a necessidade de controle. Em virtude destes grupos etários já apresentarem problemas em detectar e selecionar respostas posturais adequadas para retornar ou manter o CM em uma posição de estabilidade, e problemas em responder de forma rápida e eficiente durante perturbações externamente impostas (LIN, WOOLLACOTT, 2002; NAKAMURA, TSUCHIDA, MANO, 2001; OKADA, HIRAKAWA, TAKADA, KINOSHITA, 2001; WOOLLACOTT, SHUMWAY-COOK, NASHNER, 1986) este seria um mecanismo compensatório eficiente, utilizado pelos grupos etários de idades mais avançadas, para controlar os deslocamentos do CM e evitar a ocorrência de quedas.

Assim, com o avanço da idade, os indivíduos têm maior receio de sofrerem quedas e, deste modo, quando eles sabem que seu equilíbrio será perturbado eles provavelmente aumentam a rigidez intersegmentar como primeiro meio de defesa contra possíveis desequilíbrios causados por uma perturbação externamente imposta e temporalmente imprevisível. Entretanto, para comprovar o uso de tal mecanismo compensatório, seria necessária a realização de um estudo que avaliasse a atividade eletromiográfica de um grande número de músculos ou grupos musculares, em postura ereta não perturbada e perturbada.

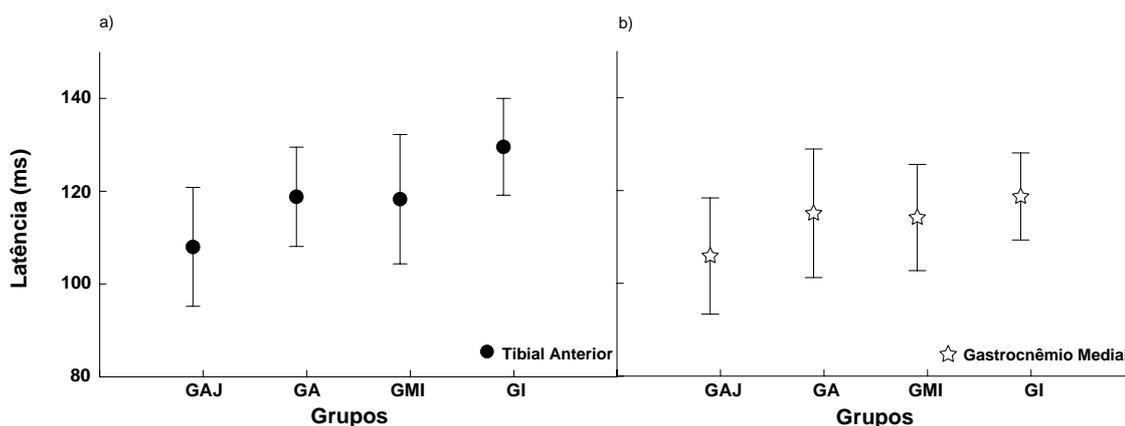
#### ***5.4 Experimento #4 – Análise da resposta muscular durante perturbações da superfície de suporte***

O objetivo do presente experimento foi verificar a latência e a seqüência de ativação muscular de jovens, adultos e idosos frente à perturbações da superfície de suporte. A Figura 25 apresenta as médias e os respectivos desvios padrão da latência para os músculos TA e GM.

A ANOVA tendo como variável dependente a latência entre o início do deslocamento da plataforma móvel para frente e o início da ativação do músculo TA, indicou diferença entre os grupos,  $F(3,36)=5,34$ ,  $p<0,005$ . Teste

*post hoc* com ajustes de Bonferroni apontou diferença apenas entre adultos jovens e idosos, com os idosos apresentando uma latência maior do que os adultos jovens. Embora o teste *post hoc* não tenha apontado diferença estatística entre os adultos jovens e os adultos e adultos de meia idade, pode-se observar uma tendência de aumento da latência do músculo TA aos 40 anos.

A outra ANOVA, realizada para verificar possíveis diferenças na latência entre o início do deslocamento da plataforma móvel para trás e o início da ativação do músculo gastrocnêmio medial (GM), não indicou diferença entre os grupos,  $F(3,36)=2,069$ ,  $p=0,121$ . Embora sem diferença estatística significativa, analisando os dados de latência do músculo GM, observa-se uma tendência de diferença na latência, principalmente entre os adultos jovens e idosos.



**Figura 25:** Valores médios e os respectivos desvios padrão da latência dos músculos tibial anterior (a) após o deslocamento da plataforma móvel para frente e do músculo gastrocnêmio ventral medial (b) após o deslocamento da plataforma móvel para trás, para os quatro grupos etários.

Além da latência, neste experimento foram observadas as seqüências de ativação muscular adotadas durante respostas as perturbações causadas pelos movimentos da superfície de suporte. Os resultados indicaram que as seqüências de ativação muscular realizadas pelos participantes foram bastante variadas. Na maioria das tentativas, tanto durante o deslocamento da plataforma para frente quanto para trás, o primeiro músculo ativado foi o distal agonista (TA no caso do deslocamento da plataforma para frente e GM no caso do deslocamento da plataforma para trás). As Tabelas 2 e 3 apresentam as

principais seqüências de ativação muscular utilizadas por jovens, adultos, adultos de meia-idade e idosos durante movimentos da plataforma para frente e para trás, respectivamente.

Quando a plataforma foi movimentada para frente os adultos jovens ativaram o músculo distal (TA) primeiro em 84,62% das tentativas, contra 84,91% dos adultos, 84,21% dos adultos de meia-idade e 88,24% dos idosos. O TA é o primeiro músculo a ser ativado pela maioria dos participantes, entretanto, o músculo que é ativado logo após a ativação do músculo distal varia principalmente entre o músculo anterior proximal (RF) e o músculo distal antagonista (GM). Surpreendentemente, os adultos jovens utilizaram menos a seqüência distal-proximal (TA-RF) quando comparado aos outros grupos: adultos, adultos de meia-idade e idosos. Isto indica que em apenas uma pequena parcela das tentativas os adultos jovens responderam à perturbação utilizando a seqüência de ativação muscular típica da estratégia de tornozelo, ao contrário do que foi verificado por Woollacott, Shumway-Cook e Nashner (1986), que verificaram a predominância da utilização da seqüência distal-proximal de ativação muscular adultos jovens.

A inversão da seqüência de ativação dos músculos posturais (BF – TA), que configura a utilização da estratégia do quadril, foi utilizada mais por adultos de meia-idade. Tanto adultos jovens, quanto adultos, quanto idosos, apresentaram a inversão de seqüência de ativação em um pequeno número de tentativas. Os idosos, ao contrário que aponta a literatura, utilizaram muito pouco a seqüência proximal-distal para controlar a postura ereta após as perturbações.

**Tabela 2: Principais seqüências de ativação muscular utilizadas pelos quatro grupos etários durante movimentos da plataforma para frente.**

<b>Seqüência</b>	<b>GAJ</b>	<b>GA</b>	<b>GMI</b>	<b>GI</b>
Distal-Proximal (% TA-RF)	28,84	52,83	45,61	47,06
Agonista-Antagonista (% TA-GM)	34,61	16,98	15,79	29,41
Agonista distal (% TA)	03,84	-----	03,51	-----
Distal-Proximal Invertido (% TA-BF)	17,31	15,09	19,29	11,76
Proximal-Distal (% RF-TA)	09,61	01,88	03,51	03,92
Inversão de Seqüência (% BF-TA)	03,84	05,66	10,53	03,92
Outras (%)	01,95	07,56	01,76	03,93

Quando a plataforma foi movimentada para trás os adultos jovens ativaram o GM primeiro em 93,18% das tentativas, contra 91,11% dos adultos, 95,74% dos adultos de meia-idade e 85,11% dos idosos. O GM é o primeiro músculo a ser ativado pela maioria dos participantes. Também, como no movimento da plataforma para frente, o músculo ativado após a ativação do GM também varia bastante. Deste modo, não se pode afirmar que há uma predominância de seqüências e, por conseguinte, de estratégias de controle empregadas pelo sistema de controle postural para o controle da postura ereta após o deslocamento da plataforma para trás.

A inversão da seqüência de ativação muscular ocorreu em uma pequena parcela das tentativas para os idosos e em nenhuma das tentativas para os outros grupos quando a plataforma foi movida para trás, exceto para o grupo de adultos com idades entre 40 e 45 anos que também apresentaram em algumas tentativas a inversão da seqüência de ativação dos músculos posturais. Entretanto, o percentual de tentativas, tanto para os adultos, quanto para os idosos, onde houve a utilização da seqüência de ativação proximal-distal foi muito pequeno.

**Tabela 3: Principais seqüências de ativação muscular utilizadas pelos quatro grupos etários durante movimentos da plataforma para trás.**

<b>Seqüência</b>	<b>GAJ</b>	<b>GA</b>	<b>GMI</b>	<b>GI</b>
Distal-Proximal (% GM-BF)	52,27	44,74	55,32	12,76
Agonista-Antagonista (%GM-TA)	29,54	39,47	31,91	61,70
Agonista distal (% GM)	06,82	-----	02,13	-----
Distal-Proximal Invertido (% GM-RF)	04,54	07,89	06,38	10,64
Proximal-Distal (% BF-GM)	-----	02,63	-----	02,13
Inversão de Seqüência (% RF-GM)	-----	05,26	-----	08,51
Outras (%)	06,83	-----	04,26	04,26

Estes resultados indicam que os indivíduos na maioria das tentativas ativaram primeiramente os músculos da perna (TA e GM) para o controle da postura ereta após a perturbação da superfície de suporte. A inversão da seqüência de ativação muscular (BF-TA e RF-GM) foi pouco observada. Todavia, o que pode ser percebido é o grande número de seqüências de ativação utilizada dentro das possíveis. Isto indica que não existe um padrão de movimento postural único. Dentro das possibilidades, os indivíduos experimentam diferentes padrões e escolhem o que melhor se adapta à perturbação.

Os resultados deste experimento, onde os participantes foram perturbados por meio de deslocamentos da superfície de suporte, indicaram a ocorrência de aumento do tempo de resposta dos músculos responsáveis pela retomada do equilíbrio em idosos. A latência entre o início da perturbação da superfície de suporte e o início da atividade muscular, principalmente para o músculo TA após o deslocamento da superfície de suporte para trás, foi maior para os idosos quando comparado aos adultos jovens. Além disso, os resultados, embora não significativos, indicaram uma tendência de aumento da latência por volta dos 40 anos, tanto para o músculo TA quanto para o músculo GM, quando comparados a latência apresentada pelos adultos jovens. Este aumento da latência verificado aos 40 anos se estabiliza até por volta dos 60 anos quando volta a aumentar.

As diferenças entre adultos e idosos estão de acordo com o que já vinha sido mostrado na literatura (LIN, WOOLLACOTT, 2002; NAKAMURA, TSUCHIDA, MANO, 2001; OKADA, HIRAKAWA, TAKADA, KINOSHITA, 2001; WOOLLACOTT, SHUMWAY-COOK, NASHNER, 1986). Woollacott e colaboradores (LIN, WOOLLACOTT, 2002; WOOLLACOTT, SHUMWAY-COOK, NASHNER, 1986) observaram um aumento da latência em idosos para o músculo TA quando a plataforma foi movimentada para frente e um pequeno, mas não estatisticamente significativo aumento, para a latência do músculo GM quando a plataforma foi movimentada para trás. Estes autores têm apontado a grande variabilidade da latência apresentada pelo músculo GM como a responsável pela não evidência de diferença estatística significativa entre adultos e idosos. Entretanto, esse aumento da variabilidade não foi observado nos resultados do presente estudo. O que pôde ser observado foi uma diferença menor entre adultos e idosos da latência o que não possibilitou a existência de diferença estatística significativa para a latência do músculo GM.

O aumento da latência verificado em idosos poderia ter como causa uma diminuição da velocidade de transmissão do impulso nervoso pelas vias aferentes e eferentes tanto no sistema nervoso periférico (DORFMAN, BOSLEY, 1979; RIVNER, SWIFT, MALIK, 2001), quanto no sistema nervoso central, especialmente na medula espinhal (DORFMAN, BOSLEY, 1979). Além disso, problemas no processamento das informações sensoriais no SNC e na seleção das respostas motoras apropriadas, causado por mudanças estruturais no sistema nervoso central, também poderiam provocar maior lentidão nas respostas a quaisquer tipos de estímulos (MAKI, MCILROY, 1996). A associação da menor velocidade de transmissão do impulso nervoso com uma geral lentidão na capacidade de processamento de informação seriam as causas para a diminuição na capacidade do sistema de controle postural gerar respostas posturais de forma rápida e segura para evitar deslocamentos excessivos do CM do corpo após perturbações.

Um fato interessante levantado pelo presente estudo é que estas alterações na velocidade de condução do impulso nervoso e do processamento da informação sensorial pelo sistema de controle postural poderiam estar

ocorrendo aos 40 anos de idade, o que não havia sido apontado até então. Entretanto, os resultados do presente estudo indicaram que até os 65 anos, o aumento da latência não leva os participantes a alterar a seqüência de ativação muscular de distal-proximal para proximal-distal, ao contrário do que havia sido verificado por outros estudos (p. e. OKADA, HIRAKAWA, TAKADA, KINOSHITA, 2001; WOOLLACOTT, SHUMWAY-COOK, NASHNER, 1986), onde parte dos idosos inverteu a seqüência de ativação muscular em função da mudança de estratégia de controle adotada para conter os efeitos da perturbação. Sendo assim, parece que os idosos e, por que não, os outros grupos etários de idade mais avançada (GA e GMI) estariam utilizando outros mecanismos compensatórios para minimizar o efeito da perturbação e a diminuição na velocidade de resposta à perturbação, tais como, o aumento no número de músculos envolvidos na tarefa e o aumento do número de co-contrações de músculos agonistas e antagonistas (NAKAMURA, TSUCHIDA, MANO, 2001), que aumentam a rigidez intersegmentar e minimizam os deslocamentos do CM e, em consequência, do CP.

## 6) DISCUSSÃO GERAL

O presente estudo teve como objetivo verificar as características comportamentais do controle postural de jovens, adultos e idosos para determinar em que momento, durante ou após a idade adulta, começam a ocorrer alterações no controle postural e determinar quais seriam os fatores que poderiam estar colaborando para estas alterações.

De modo geral, com base nos resultados dos quatro experimentos realizados, pode-se afirmar que mudanças comportamentais no controle postural podem estar ocorrendo antes do início da senescência. Entretanto, a observação destas alterações depende da tarefa. Durante a manutenção da postura ereta não perturbada não foi possível verificar qualquer alteração significativa no comportamento do sistema de controle postural, mesmo sem a presença de informação visual, provavelmente, em virtude desta tarefa não oferecer desafios ao sistema de controle postural e não levá-lo a atuar próximo ao seu limite. Quando a complexidade da tarefa foi aumentada, em função da inserção de perturbações de ordem sensorial ou mecânica, houve uma tendência das diferenças se tornarem um pouco mais evidentes.

Durante a manutenção da postura ereta dentro de uma sala móvel que apresentava movimentos contínuos do cenário visual, ocorreu uma tendência de aumento na força do acoplamento entre informação visual e oscilação postural após os 40 anos e também houve uma tendência de aumento da influência dos deslocamentos da sala móvel sobre as oscilações posturais com

o avanço da idade, principalmente em frequências mais altas, que exigem maior controle e coordenação dos movimentos corporais para manter a relação coerente e estável com os movimentos da sala. Estes resultados indicam que o aumento da influência dos estímulos visuais com o avanço da idade estaria ocorrendo em virtude de problemas no processo de integração sensorial que ocorre no SNC. Mais especificamente, com o avanço da idade os indivíduos não conseguem de forma eficiente resolver conflitos sensoriais em razão da diminuição da capacidade de comparar as informações e selecionar a mais relevante para a manutenção de uma posição corporal estável e desejada. Além disso, estes resultados indicam que não são apenas os idosos que têm alterações no processo de integração sensorial. Os resultados do presente estudo sugerem que tais alterações podem estar ocorrendo muito antes do início da senescência, por volta dos 40 anos.

Outros estudos também têm sugerido que os idosos apresentam alterações no processo de integração sensorial e diminuição na capacidade de dar pesos às informações sensoriais e selecionar as mais relevantes para determinados contextos (SPEERS, KUO, HORAK, 2002; TEASDALE, STELMACH, BREUNIG, MEEUWSEN, 1991; WOLFSON, WHIPPLE, DERBY, AMERMAN, MURPHY, TOBIN, NASHNER, 1992; WOOLLACOTT, SHUMWAY-COOK, NASHNER, 1996). Utilizando o *Teste de Organização Sensorial* (SOT – Sensory Organization Test), alguns pesquisadores têm verificado diferenças em idosos. Todavia, estes estudos têm encontrado diferenças mais marcantes entre adultos e idosos somente quando as informações sensoriais se tornam conflitantes, isto é, quando as informações visuais e somatossensoriais são antagônicas (SPEERS, KUO, HORAK, 2002; TEASDALE, STELMACH, BREUNIG, MEEUWSEN, 1991; WOLFSON, WHIPPLE, DERBY, AMERMAN, MURPHY, TOBIN, NASHNER, 1992). Em situações mais simples, como, por exemplo, durante a manutenção da postura ereta não perturbada, diferenças entre adultos e idosos não são observadas. Estes resultados contribuem para a afirmação que em tarefas mais simples, diferenças comportamentais entre adultos e idosos saudáveis dificilmente são manifestadas, ou se são, isto ocorre com idosos com idades mais avançadas.

Quando inseridas perturbações mecânicas causadas pela execução de movimentos voluntários ou por perturbações inesperadas, a complexidade também aumenta e as diferenças comportamentais entre os grupos etários são mais realçadas. Os resultados deste estudo indicaram que todos os participantes foram capazes de realizar ajustes posturais antecipatórios. A realização destes ajustes está intimamente associada à capacidade do sistema de controle postural em antecipar os efeitos da perturbação e selecionar um programa de ação para minimizar os efeitos desestabilizadores do movimento voluntário (MANCHESTER, WOOLLACOTT, 1993). Os adultos jovens perceberam que a perturbação não lhes traria problemas quanto ao retorno a uma posição estável e, deste modo, permitiram deslocamentos maiores de seu CP e gastaram um tempo maior para reverter à direção deste deslocamento. Entretanto, a partir dos 40 anos até os 55 anos, com o objetivo de minimizar os riscos de desequilíbrios com a realização de movimentos voluntários, os ajustes posturais antecipatórios foram utilizados de forma mais eficazes. Os idosos, por sua vez, também realizaram ajustes posturais antecipatórios. Entretanto, parece que tais ajustes não foram tão eficientes quanto dos outros grupos com idade inferior. Os idosos deslocaram muito mais o CP antes da realização do movimento voluntário que os adultos jovens, mas mesmo assim tiveram deslocamentos tão grandes quanto os adultos jovens, indicando que os ajustes posturais antecipatórios não foram tão eficientes, pois não evitaram que grandes deslocamentos fossem realizados após a perturbação.

Por outro lado, quando os indivíduos foram submetidos à perturbação externamente imposta não foram verificadas diferenças entre grupos etários. Uma explicação para a não observância de diferença entre adultos jovens, adultos e idosos seria a utilização de mecanismos posturais compensatórios por parte dos grupos etários com idade mais avançada. Os principais mecanismos compensatórios seriam as mudanças de estratégias de controle e o aumento da rigidez intersegmentar causada principalmente pelo aumento da atividade muscular, pelo aumento no número de músculos ativados em determinada situação e pela contração simultânea de agonista e antagonista. Os resultados deste estudo indicaram não haver diferenças entre os grupos

etários nas estratégias de controle utilizadas, sendo observado que todos os participantes utilizaram a estratégia de quadril e também aumentaram o grau de flexão do joelho para abaixarem o CM do corpo. Foi verificada apenas uma tendência das amplitudes dos deslocamentos angulares do tornozelo, joelho e quadril serem menores para adultos jovens quando comparadas aos deslocamentos angulares dos outros grupos. Deste modo, parece plausível sugerir que o aumento da rigidez intersegmentar poderia ter sido um mecanismo compensatório utilizado pelos idosos e pelos adultos com idades mais avançadas, pois já foi observado em estudos anteriores que, quando submetidos à perturbação externamente imposta (movimento da superfície de suporte), os idosos ativam um número maior de músculos quando comparado aos adultos jovens (NAKAMURA, TSUCHIDA, MANO, 2001), aumentam o número de co-contrações de agonistas e antagonistas (MAKI, MCILROY, 1996; MANCHESTER, WOOLLACOTT, ZEDERBAUER-HYLTON, MARIN, 1989; OKADA, HIRAKAWA, TAKADA, KINOSHITA, 2001) e mantêm os músculos ativados por mais tempo (LIN, WOOLLACOTT, 2002). Entretanto, isto é apenas especulativo e aponta para a necessidade de novos estudos que busquem abordar este tema.

Por fim, quando os participantes foram submetidos a um tipo de perturbação que levou o sistema de controle postural próximo ao seu limite, as diferenças entre grupos, mas principalmente entre adultos jovens e idosos, se tornaram mais claras. Em situações que levam o sistema de controle postural próximo ao seu limite, como por exemplo o deslocamento da superfície de suporte, as diferenças apontadas poderiam indicar que participantes ou grupos de participantes teriam maior dificuldade em responder a perturbações ao equilíbrio e que, conseqüentemente, teriam maior propensão à quedas. As quedas, na maioria dos casos, ocorrem em situações dinâmicas, tais como, durante o andar em terrenos irregulares ou com obstáculos, durante a execução de movimentos voluntários (LORD, SHERRINGTON, MENZ, 2001). Deste modo, uma sugestão para estudos futuros é que se busque novas estratégias que façam com que o sistema de controle postural atue próximo do limite de sua capacidade funcional, mas que ao mesmo tempo evitasse colocar os participantes em risco de quedas. Estas novas estratégias poderiam ser

utilizadas em estudos transversais ou até em estudos longitudinais para que fosse estabelecido de forma mais precisa o momento, antes ou após a idade adulta, onde as alterações estruturais e funcionais, ocorridas com os sistemas responsáveis pelo controle postural em função do processo de envelhecimento, levassem a alterações comportamentais e ao conseqüente aumento da probabilidade de quedas.

Além da preocupação com novas estratégias de avaliação do controle postural, os estudos futuros que tenham interesse em responder as questões levantadas e comprovar as descobertas realizadas por este estudo deveriam também se atentar melhor às faixas etárias investigadas. A inclusão de um grupo entre os adultos jovens e os adultos entre 40 e 45 anos (p.e. 30-35 anos) poderia auxiliar na resposta relacionada à tendência de alteração comportamental no controle postural, isto é, se as alterações ocorrem de maneira linear ou abrupta, pois foi verificado que já aos 40 anos existem indícios de mudanças comportamentais no sistema de controle postural. E também a inclusão de grupos etários com idades mais avançadas (p.e. 70-75, ou até 80-85 anos) poderia indicar com maior precisão os efeitos do envelhecimento sobre as características comportamentais do controle postural em postura ereta não perturbada e perturbada.

## 7) CONCLUSÃO

Com base nos resultados do presente estudo e na revisão de literatura realizada pode-se concluir que:

- Não há diferenças comportamentais durante a manutenção da postura ereta não perturbada, com e sem a presença de informação visual, entre adultos e idosos até os 65 anos. Isto pode ser resultado da própria tarefa, que não proporciona riscos ao equilíbrio e, deste modo, não leva o sistema de controle postural a necessidade de atuação mais efetiva;
- Não há diferença na força do acoplamento entre informação visual e oscilação postural e a influência das alterações contínuas da informação visual nas oscilações posturais entre os adultos jovens, adultos, adultos de meia idade e idosos. Entretanto, há uma tendência da força de acoplamento entre informação visual e oscilação postural e a influência das alterações contínuas da informação visual nas oscilações posturais aumentar após os 40 anos. Esta tendência poderia estar indicando que a partir dos 40 anos os seres humanos podem estar começando a sofrer alterações no processo de integração sensorial e na capacidade do sistema de controle postural em detectar e resolver conflitos sensoriais;

- Durante a realização de movimentos voluntários, adultos e idosos na fase inicial da senescência são capazes de gerar ajustes posturais antecipatórios que minimizam os efeitos desestabilizadores do movimento. Porém, estes ajustes são menos eficazes em idosos, provavelmente em função da diminuição da capacidade dos idosos em determinar e antecipar os efeitos da perturbação gerada pela execução de movimentos voluntários;
- Não há diferença na amplitude de deslocamento do CP entre os grupos etários após perturbações externamente impostas. Isto pode ser em razão dos grupos etários com idade mais avançada fazerem uso de mecanismos compensatórios que evitam o deslocamento excessivo do CM corporal e os coloquem em risco de quedas;
- Ocorre um aumento na latência entre o início do movimento da superfície de suporte e o início da ativação dos músculos posturais em idosos, provavelmente, em virtude da diminuição da velocidade de transmissão do impulso nervoso pelas vias aferentes e eferentes e da diminuição da capacidade de integração das informações sensoriais no sistema nervoso central. Além disso, pode-se concluir que houve uma tendência de aumento da latência já aos 40 anos, indicando que estas alterações podem estar sendo iniciadas antes do início da senescência;

Em suma, pode-se concluir que pequenas alterações comportamentais no controle postural já podem ser observadas aos 40 anos. Entretanto, estas pequenas alterações só são observadas quando o sistema de controle postural é mais exigido, ou seja, quando perturbações de ordem sensorial ou mecânica são aplicadas, e pode-se concluir que estas alterações poderiam ser decorrentes de problemas no transporte das informações sensoriais pelas vias aferentes e dos comandos motores pelas vias eferentes, e principalmente

devido à alterações no processo de integração sensorial e de seleção das informações mais relevantes para o controle postural.

## 8) REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALVARES, J.C.; DÍAS, C.; SUÁREZ, C.; FERNÁNDEZ, J.A.; DEL REY, C.G.; NAVARRO, A.; TOLIVIA, J. Neuronal loss in human medial vestibular nucleus. **The Anatomical Record**, New York, v. 251, p. 431-438, 1998.

ALVARES, J.C.; DÍAS, C.; SUÁREZ, C.; FERNÁNDEZ, J.A.; DEL REY, C.G.; NAVARRO, A.; TOLIVIA, J. Aging and the human vestibular nuclei: morphometric analysis. **Mechanisms of Ageing and Development**, Limerick, v. 114, p. 149-172, 2000.

ARUIN, A.S.; LATASH, M.L. Anticipatory postural adjustments during self-initiated perturbations of different magnitude triggered by a standard motor action. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, Limerick, 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**, New York, v.138, p.458-466, 2001.

ATCHLEY, P.; ANDERSEN, G.J. The effect of age, retinal eccentricity, and speed on the detection of optic flow components. **Psychology and Aging**, Washington, v. 13, n. 2, p. 297-308, 1998.

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.

BARELA, J.A. Estratégias de controle em movimentos complexos: Ciclo percepção-ação no controle postural. **Revista Paulista de Educação Física**, São Paulo, suplemento 3, p. 79-88, 2000.

BARELA, J.A.; JEKA, J.J.; CLARK, J.E. Postural control in children: Coupling to dynamic somatosensory information. **Experimental Brain Research**, New York, v. 150, n. 4, p. 434-442, 2003.

BARELA, J.A., GODOI, D., FREITAS JÚNIOR, P.B.; POLASTRI, P.F. Visual information and body sway coupling in infants during sitting acquisition. **Infant Behavior & Development**, Norwood, v. 23, n. 3-4, p. 285-297, 2000.

BERNSTEIN, N. *The coordination and regulation of movements*. Oxford: Pergamon Press, 196 p., 1967.

BLASZCZYK, J.W.; HANSEN, P.D.; LOWE, D.L. Postural sway and perception of the upright stance stability borders. **Perception**, London, v. 22, p. 1333-1341, 1993.

BLASZCZYK, J.W.; LOWE, D.L.; HANSEN, P.D. Ranges of postural stability and their changes in the elderly. **Gait and Posture**, Amsterdam, v. 2, n. 1, p.11-17, 1994.

BOTHNER, K.E.; JENSEN, J.L. How do non-muscular torques contribute to the kinetics of postural recovery following a support surface translation? **Journal of Biomechanics**, Oxford, v. 34, n. 2, p. 245-250, 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**, New York, v.104, p.480-492, 1995.

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

DIJKSTRA, T.M.H.; SCHÖNER, G.; GIELEN, C.C.A.M. Temporal stability of the action-perception cycle for postural control in a moving visual environment. **Experimental Brain Research**, New York, v.97, p.477-486, 1994.

DIJKSTRA, T.M.H.; SCHÖNER, G.; GIESE, M.A.; GIELEN, C.C.A.M. Frequency dependence of the action-perception cycle for postural control in a moving visual environment: relative phase dynamics. **Biological Cybernetics**, New York, v. 71, p. 489-501, 1994.

DORFMAN, L.J.; BOSLEY, M.D. Age-related changes in peripheral and central nerve conduction in man. **Neurology**, Minneapolis, v. 29, n. 1, p. 38-44, 1979.

DUARTE, M.D.; ZATSIORSKY, V.M. Patterns of center of pressure migration during prolonged unconstrained standing. **Motor Control**, Champaign, v.3, p. 12-27, 1999.

DUARTE, M.D.; ZATSIORSKY, V.M. Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance. **Experimental Brain Research**, New York, v.146, p.60-69, 2002.

ERA, P.; HEIKKINEN, E. Postural sway during standing and unexpected disturbance of balance in random samples of men of different ages. **Journal of Gerontology**, Washington, v.40, n.3, p.287-295, 1985.

ERA, P.; JOKELA, J.; SUOMINEN, H.; HEIKKINEN, E. Correlates of vibrotactile thresholds in men of different ages. **Acta Neurologica Scandinavica**, Copenhagen, 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.

FERRAZ, M.A.; BARELA, J.A.; PELLEGRINI, A.M. Acoplamento sensório-motor no controle postural de indivíduos idosos fisicamente ativos e sedentários. **Motriz**, Rio Claro, v. 7, n. 2, p. 99-105, 2001.

FREITAS JÚNIOR, P.B.; BARELA, J.A. Acoplamento percepção-ação no controle postural em função da percepção de auto-movimento e movimento do objeto. In: SEMINÁRIO DE COMPORTAMENTO MOTOR, 3. 2002, Gramado. *Anais...* Porto Alegre: Escola de Educação Física. UFRGS, 2002.

FRONTERA, W.R.; HUGUES, V.A.; LUTZ, K.J.; EVANS, W.J. A cross-sectional study of muscle strength and mass in 45- to 78-yr-old men and women. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v. 71, n. 2, p. 644-650, 1991.

GALLAHUE, D.L.; OZMUN, J.C. **Compreendendo o desenvolvimento motor: bebês, crianças, adolescentes e adultos**. São Paulo: Phorte Editora, 2001, 641p.

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.

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

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

GOODPASTER, B.H.; CARLSON, C.L.; VISSER, M.; KELLEY, D.E.; SCHERZINGER, A.; HARRIS, T.B.; STAMM, E.; NEWMAN, A.B. Attenuation of skeletal muscle and strength in the elderly: The health ABC study. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v. 90, p. 2157-2165, 2001.

GRENNE, H.A.; MADDEN, D.J. Adult age differences in visual acuity, stereopsis, and contrast sensitivity. **American Journal of Optometry & Physiological Optics**, Baltimore, v. 64, n. 10, p. 749-753, 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**, Oxford, 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**, Philadelphia, v.76. p. 961-965, 1995.

HÄKKINEN, K.; PASTINEN, U-M.; KARSIKAS, R.; LINNAMO, V. Neuromuscular performance in voluntary bilateral and unilateral contraction and during electrical stimulation in men at different ages. **European Journal of Applied Physiology**, Heidelberg, v. 70, p. 518-527, 1995.

HÄKKINEN, K.; HÄKKINEN, A. Muscle cross-sectional area, force production and relaxation characteristics in women at different ages. **European Journal of Applied Physiology**, Heidelberg, v. 62, p. 410-414, 1991.

HAY, L.; REDON, C. Feedforward versus feedback control in children and adults subjected a postural disturbance. **Experimental Brain Research**, New York, 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**, New York, v.108, p.129-139, 1996.

HORAK, F.B.; DIENER, H.C.; NASHNER, L.M. Influence of central set on human postural responses. **Journal of Neurophysiology**, Bethesda, v. 62, n. 4, p. 841-853, 1989.

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

HORAK, F.B.; MACPHERSON, J.M. Postural orientation and equilibrium, In: ROWELL, L.B.; SHERPHERD, J.T. (Ed.) **Handbook of physiology**: a critical, comprehensive presentation of physiological knowledge and concepts. New York: Oxford American Physiological Society, 1996. p. 255-92.

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

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**, London, v. 27, p. 55-62, 1998.

INGLIN, B.; WOOLLACOTT, M. Age-related changes in anticipatory postural adjustments associated with arm movements. **Journal of Gerontology: Medical Science**, Washington, v.43, n.4, p. M105-M113, 1988.

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**, New York, v.101, p.159-164, 1994.

JEKA, J.J.; OIE, K.; KIEMEL, K.S. Multisensory information for human postural control: Integrating touch and vision. **Experimental Brain Research**, New York, v.134, p.107-125, 2000.

JEKA, J.; OIE, K.; SCHÖNER, G.; DIJKSTRA, T.; HENSON, E. Position and velocity coupling of postural sway to somatosensory drive. **Journal of Neurophysiology**, Bethesda, v. 79, p. 1661-1674, 1998.

JEKA, J.J.; SCHÖNER, G.; DIJKSTRA, T.; RIBEIRO, P.; LACKNER, J.R. Coupling of fingertip somatosensory information to head and body sway. **Experimental Brain Research**, New York, v. 113, p. 475-483, 1997.

JOUEN, F. Visual-proprioceptive control of posture in newborn infants. In. AMBLARD, B.; BERTHOZ, A.; CLARAC, F., **Posture and gait: development, adaptation and modulation**. Paris: Elsevier, 1988. p.13-22.

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**, Copenhagen, v. 56, p. 72-74, 1985.

KELLY, J.P. The sense of balance. In: KANDEL, E.R.; SCHWARTZ, J.H.; JESSEL, T.M. **Principles of Neural Science**, Norwalk: Appleton & Longe, 3<sup>a</sup> ed., 1991, p. 500-511.

KENT-BRAUN, J.A.; NG, A.V.; YOUNG, K. Skeletal muscle contractile and noncontractile components in young and older women and men. **Journal of Applied Physiology**, Bethesda, v. 88, p. 662-668, 2000.

KLINE, D.W.; SCHIEBER, R.; ABUSAMRA, L.C.; COYNE, A.C. Age, the eye, and visual channels: Contrast sensitivity and response speed. **Journal of Gerontology**, Washington, v.38, n.2, p.211-216, 1983.

LAUGHTON, C.A.; SLAVIN, M.; KATDARE, K.; NOLAN, L.; BEAN, J.F.; KERRIGAN, D.C.; PHILLIPS, E.; LIPSITZ, L.A.; COLLINS, J.J. Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. **Gait and Posture**, Amsterdam. Artigo aceito para publicação, 2003

LEE, D.N.; ARONSON, E. Visual proprioceptive control of standing in human infants. **Perception and Psychophysics**, Austin, v. 15, p. 529-532 ,1974.

LEE, D.N.; LISHMAN, J.R. Visual proprioceptive control of stance. **Journal of Human Movement Studies**, London, v.1, p.87-95, 1975.

LEXELL, J. Ageing and human muscle: Observations from Sweden. **Canadian Journal of Applied Physiology**, Champaign, v. 18, n. 1, p. 2-18, 1993.

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

LISHMAN, J.R.; LEE, D.N. The autonomy of visual kinaesthesia. **Perception**, London, v.2, p.287-294, 1973.

LORD, S.R.; SHERRINGTON, C.; MENZ, H.B. **Falls in older people: Risk factors and strategies for prevention**. Cambridge: Cambridge University Press, 2001, 249 p.

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**, Los Angeles, v. 38, n. 1, p. 1-9, 1990.

MAKI, B.E.; McILROY, W. E. Postural control in the older adult. **Clinics in Geriatric Medicine**, Philadelphia, v. 12, n. 4, p. 635-658, 1996.

MANCHESTER, D.; WOOLLACOTT, M.; ZEDERBAUER-HYLTON, N.; MARIN, O. Visual, vestibular and somatosensory contributions to balance control in the older adult. **Journal of Gerontology: Medical science**, New York, v.101, p.159-164, 1994., Washington, v. 44, n. 4, p. M118-M127, 1989.

McCLEANAGHAN, B.A.; WILLIAMS, H.G.; DICKERSON, J.; DOWDA, M.; THOMBS, L.; ELEAZER, P. Spectral characteristics of aging postural control. **Gait and Posture**, Amsterdam, v. 4, p. 112-121, 1996.

MERCER, V.S.; SAHMANN, S.A.; DIGGLES-BUCKLES, V.; ABRAMS, R.A.; NORTON, B.J. Age group differences in postural adjustments associated with a stepping task. **Journal of Motor Behavior**, Washington, v. 29, n. 3, p. 243-253, 1997.

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**, Oxford, v. 11, p. 395-403, 2001.

NASHNER, L.M. Adapting reflexes controlling the human posture. **Experimental Brain Research**, New York, v.26, p.59-72, 1976.

\_\_\_\_\_. Fixed patterns of rapid postural responses among leg muscle during stance. **Experimental Brain Research**, New York, v.30, p.13-24, 1977.

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

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**, Amsterdam, v. 6, p. 56-62, 1997.

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

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

PANZER, V.P.; BANDINELLI, S.; HALLETT, M. Biomechanical assessment of quiet standing and changes associated with aging. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Philadelphia, v.76. p. 151-157, 1995.

PAULUS, W.M.; STRAUBE, A.; BRANDT, T. Visual stabilization of posture: Physiological stimulus characteristics and clinical aspects. **Brain: a journal of neurology**, Oxford, v. 107, p. 1143-1163, 1984.

PAULUS, W.M.; STRAUBE, A.; KRAFCHYK, S.; BRANDT, T. Differential effects of retinal target displacement, changing size, and disparity in control of anterior posterior and lateral body sway. **Experimental Brain Research**, New York, v. 78, p. 243-252, 1989.

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**, Baltimore, v. 76, n. 3, p. 235-241, 1997.

POLASTRI, P.F., BARELA, A.M.F.; BARELA, J.A. Controle postural em idosos: relacionamento entre informação visual e oscilação corporal. In: CONGRESSO

BRASILEIRO DE BIOMECÂNICA, 9. 2001, Gramado. *Anais...* Porto Alegre: Escola de Educação Física. UFRGS, 2001. v.2, p.132-137.

PRIETO, T.H.; MYKLEBUST, J.B.; MYKLEBUST, B.M. Characterization and modeling of postural steadiness in the elderly: A review. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, New York, v. 1, n. 1, p.26-34, 1993.

RAUCH, S.D.; VELAZQUEZ-VILLASENÖR, L.; DIMITRI, P.S.; MERCHANT, S.N. Decreasing Hair Cell Counts in Aging Humans. **Annals of New York Academy of Sciences**, New York, v. 942, p. 220-227, 2001.

RIVNER, M.H.; SWIFT, T.R.; MALIK, K. Influence of age and height on nerve conduction. **Muscle and Nerve**, New York, v. 24, p. 1134-1141, 2001

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

SCHÖNER, G. Dynamic theory of action-perception patterns: the "moving room" paradigm. **Biological Cybernetics**, New York, v.64, p.455-462, 1991.

SCHÖNER, G.; DIJKSTRA, T.M.H.; JEKA, J.J. Action-perception patterns emerge from coupling and adaptation. **Ecological Psychology**, Hartford, v. 10, n. 3-4, p. 323-346, 1998.

SOAMES, R. W. ATHA, J. The role of the antigravity musculature during quiet standing in man. **European Journal of Applied Physiology**, Heidelberg, v. 47, p. 159-167, 1981.

SPEERS, R.A.; KUO, A.D.; HORAK, F.B. Contributions of altered sensation and feedback responses to changes in coordination of postural control due to age. **Gait and Posture**, Amsterdam, v. 16, n. 1, p. 20-30, 2002.

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

SUNDERMIER, L.; WOOLLACOTT, M.H.; JENSEN, J.; MOORE, S. Postural sensitivity to visual flow in aging adults with and without balance problems. **Journal of Gerontology: Medical science**, Washington, v. 51, n. 2, p. M45-53, 1996.

TEASDALE, N.; STELMACH, G.E.; BREUNIG, A. Postural sway characteristics of elderly under normal and altered visual and support surface conditions. **Journal of Gerontology: Biological science**, Washington, v. 46, n. 6, p. B238-244, 1991.

TEASDALE, N.; STELMACH, G.E.; BREUNIG, A.; MEEUWSEN, H.J. Age differences in visual sensory integration. **Experimental Brain Research**, New York, v. 85, p.691-696, 1991.

VAN ASTEN, W.N.J.C.; GIELEN, C.C.A.M.; DENIER VAN DER GON, J.J. Postural adjustments induced by simulated Motion of differently structured environments. **Experimental Brain Research**, New York, v. 73, p. 371-383,1988.

VANDERVOORT, A.A. Effects of ageing on human neuromuscular function: Implications for exercise. **Canadian Journal of Sport Science**, Ottawa, v. 17, n. 3, p. 178-184, 1992.

VANDERVOORT, A.A.; CHESWORTH, B.M.; CUNNINGHAN, D.A.; PATERSON, D.H.; RECHNITZER, P.A.; KOVAL, J.J. Age and Sex Effects on mobility of human ankle. **Journal of Gerontology: Medical science**, Washington, v. 47, n. 1, p. M17-21, 1992.

VOORRIPS, L.E.; RAVELLI, A.C.J.; DONGELMANS, P.C.A.; DEURENBERG, P.; VAN STAVEREN, W.A. A physical activity questionnaire for the elderly. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, New York, v. 23, n. 8, p. 974-979, 1991.

WADE, M.; LINDQUIST, R.; TAYLOR, J.; TREAT-JACOBSON, D. Optical flow, spatial orientation, and the control of posture in the elderly. **Psychological Science**, Princeton, v. 50b, n. 1, p. 51-58, 1995.

WANN, J.P., MON-WILLIAMS, M., RUSHTON, K. Postural control and coordination disorders: The swinging room revisited. **Human Movement Science**, New York, v. 17, p. 491-513, 1998.

WARREN, W.H.; BLACKWELL, A.W.; MORRIS, M.W. Age differences in perceiving the direction of self-motion from optical flow. **Journal of Gerontology: Psychological Science**, Washington, v. 44, n. 5, p. P147-153, 1989.

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

WOLFSON, L.; WHIPPLE, M.A.; DERBIN, C.A.; AMERMAN, R.N.; MURPHY, B.S.; TOBIN, J.N.; NASHNER, L.M. A dynamic posturography study of balance in health elderly. **Neurology**, Minneapolis, v. 42, p. 2069-2075, 1992.

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**, Washington, 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.

YOUNG, A.; SKELTON, D.A. Applied physiology of strength and power in old age. **International Journal of Sports Medicine**, Stuttgart, v. 15, p. 149-151, 1994.

ZATSIORSKY, V.M., DUARTE, M.D. Rambling and trembling in quiet standing. **Motor Control**, Champaign, v.4, p.185-200, 2000.

**ANEXO1**

ANAMNESE CLÍNICA E QUESTIONÁRIO SOBRE ATIVIDADE FÍSICA E DE  
ATIVIDADES DA VIDA DIÁRIA

## QUESTIONÁRIO DE AVALIAÇÃO

### 1. DADOS CADASTRAIS

Nome: \_\_\_\_\_ Sexo: ( )M ( )F

Data de nascimento: \_\_\_\_\_ Idade: \_\_\_\_\_

### 2. ANAMNESE CLÍNICA

PROBLEMAS DE SAÚDE	Sim	Não	OBSERVAÇÕES	
Pressão arterial alta				
Pressão arterial baixa				
Problema cardíaco				
Marca-passo				
Colesterol alto				
Triglicérides alto				
Tireóide				
Diabetes				
Osteoporose				
Artrite				
Artrose				
Tendinite				
Problema muscular				
Desvio na cervical				
Torácica				
Lombar				
Deficiência auditiva				
Aparelho auditivo				
Deficiência visual				
Óculos ou lentes				
Doença Neurológica				
Crises convulsivas				
Deficiência física				
Ortese				
Prótese				
Labirintite				
Outros				
Sintomas	Sim	Não	Frequência	Observações
Dores de cabeça				
Tonturas				
Vertigens				
Nistagmo				
Dor muscular				
Fraqueza muscular				
Fraqueza generalizada				
Enrijecimento articular				
Dor na coluna cervical				
Torácica				
Lombar				
Outros				

**Medicamentos**

Usa medicamentos regularmente: ( ) Sim ( ) Não

<b>Tipos</b>	<b>Sim</b>	<b>Não</b>	<b>Posologia</b>	<b>Observações</b>
Anti-depressivo				
Diurético				
Hormônio				
Calmante				
Analgésico				
Estimulante				
Anti-inflamatório				
Outros				

**3. HÁBITOS COMUNS**

<b>2 Hábito</b>	<b>Sim</b>	<b>Não</b>	<b>Tipo</b>	<b>Quanto</b>
Tabagismo				
Bebida alcoólica				
Calçado mais utilizado				
Outros				

**4. HISTÓRIA DE QUEDAS**

<b>Característica</b>	<b>Sim</b>	<b>Não</b>	<b>Frequência</b>	<b>Como</b>
Dificuldade para realizar movimentos rápidos				
Dificuldade de equilibrar-se				
Perde equilíbrio facilmente				
Tropeça facilmente				
Sente alguma coisa quando se levanta rapidamente				
Dificuldade para sentir a forma, textura, temperatura de objetos (pés)				
Sofre quedas				
Sente tontura durante a queda				
Quando ocorreu a queda mais recente				
Sofreu fraturas				
Outras lesões				
Fez cirurgia				
Outros				

---

**Data**


---

**Assinatura**

**ATIVIDADES ESPORTIVAS**

Você pratica algum esporte? (bocha, ginástica, natação, hidroginástica, caminhada, etc.)

**Esporte 1:** \_\_\_\_\_

Horas por semana: \_\_\_\_\_

Meses por ano: \_\_\_\_\_

**Esporte 2:** \_\_\_\_\_

Horas por semana: \_\_\_\_\_

Meses por ano: \_\_\_\_\_

**ATIVIDADES DE LAZER**

Você tem alguma atividade de lazer? (tricô, bordados, leitura, assistir TV, passear com o cão, bingo, danças de salão, etc).

**Atividade 1:** \_\_\_\_\_

Horas por semana: \_\_\_\_\_

Meses por ano: \_\_\_\_\_

**Atividade 2:** \_\_\_\_\_

Horas por semana: \_\_\_\_\_

Meses por ano: \_\_\_\_\_

**QUESTIONÁRIO DE ATIVIDADE FÍSICA (VOORRIPS et al., 1997)****ATIVIDADES DE CASA**

1. Você realiza algum trabalho leve em sua casa? (lavar louça, reparar roupas, tirar pó, etc.)
  0. nunca (menos de 1 vez por mês)
  1. às vezes (somente quando um parceiro ou ajudante não está disponível)
  2. quase sempre (às vezes com ajudante)
  3. sempre (sozinho ou com ajuda)
2. Você realiza algum trabalho pesado em sua casa? (lavar pisos e janelas, carregar lixos, etc.)
  0. nunca (menos de 1 vez por mês)
  1. às vezes (somente quando um parceiro ou ajudante não está disponível)
  2. quase sempre (às vezes com ajudante)
  3. sempre (sozinho ou com ajuda)
3. Para quantas pessoas você mantém a casa incluindo você mesmo? (preencher 0 se respondeu nunca nas questões 1 e 2).
4. Quantos cômodos você tem que limpar, incluindo cozinha, quarto, garagem, banheiro, porão? (preencher 0 se respondeu nunca nas questões 1 e 2).
  0. nunca faz trabalhos domésticos
  1. 1-6 cômodos
  2. 7-9 cômodos
  3. 10 ou mais cômodos
5. Se limpa algum cômodo, em quantos andares? (preencher 0 se respondeu nunca na questão 4)
6. Você prepara refeições quentes para si mesmo, ou você ajuda a preparar?
  0. nunca
  1. às vezes (1 ou 2 vezes por semana)
  2. quase sempre (3 a 5 vezes por semana)
  3. sempre (mais de 5 vezes por semana)
7. Quantos lances de escada você sobe por dia? (1 lance de escadas tem 10 degraus)
  0. eu nunca subo escadas
  1. 1-5
  2. 6-10
  3. mais de 10
8. Se você vai para algum lugar em sua cidade, que tipo de transporte utiliza?
  0. eu nunca saio
  1. carro
  2. transporte público
  3. bicicleta
  4. caminhando
9. Com que frequência você faz compras?
  0. nunca ou menos de 1 vez por semana
  1. 1 vez por semana
  2. 2-4 vezes por semana
  3. todos os dias
10. Se você vai para as compras, que tipo de transporte você utiliza?
  0. eu nunca vou as compras
  1. carro
  2. transporte público
  3. bicicleta
  4. caminhando

**ANEXO2**

TERMO DE CONSENTIMENTO, APROVADO PELA COMISSÃO DE ÉTICA DO INSTITUTO DE  
BIOCIÊNCIAS DA UNESP, CAMPUS DE RIO CLARO

*FORMULÁRIO DE CONSENTIMENTO*

---

Projeto: *“Características comportamentais e funcionais do controle postural de jovens, adultos e idosos”*

**Declaração:** Eu declaro que tenho mais que 18 anos e aceito participar do projeto de pesquisa conduzido pelo mestrando Paulo Barbosa de Freitas Júnior sob a orientação do Prof. José Angelo Barela no Laboratório para Estudos do Movimento (LEM) - Depto. de Educação Física - Instituto de Biociências - UNESP/RC.

**Objetivo:** Eu entendo que o objetivo deste projeto é verificar as características comportamentais e funcionais do controle postural em jovens, adultos e idosos na busca de uma melhor explicação sobre os processos associados ao desenvolvimento do controle do equilíbrio e da orientação corporal em todo ciclo vital.

**Procedimentos:** Os procedimentos deste projeto requerem uma visita ao LEM quando eu participarei de 4 experimentos.

- No 1º experimento eu ficarei em pé sobre uma plataforma de força, com os braços colocados ao lado do corpo dentro de uma sala, ora de olhos abertos, olhando um alvo colocado na parede frontal da sala por cerca de 60 segundos, ora de olhos fechados.
- No 2º experimento eu ficarei em pé sobre uma plataforma de força, com os braços colocados ao lado do corpo dentro de uma sala. Deverei olhar em um ponto fixo colocado na parede frontal desta sala por cerca de 60 segundos.
- No 3º experimento eu permanecerei em pé sobre uma plataforma de força, com os olhos fechados, com os braços colocados ao lado do corpo, 90 graus de flexão do cotovelo, mãos estendidas à frente do corpo e com um objeto de aproximadamente 5% do peso corporal sendo seguro pelas minhas mãos. Em torno de 4 segundos após o início de cada tentativa o objeto que seguro em minhas mãos ou será solto após um sinal sonoro ou retirado de minhas mãos pelo experimentador.
- No 4º experimento eu ficarei em pé sobre uma plataforma móvel com os braços colocados ao lado do corpo, 90 graus de flexão do cotovelo, mãos sobre o peito e de olhos fechados. Em determinado momento esta plataforma se moverá ora para frente, ora para trás e terei que recuperar o equilíbrio.

**Riscos:** Eu entendo que corro um risco mínimo de queda durante a participação neste projeto.

**Confidencialidade:** Eu entendo que todas as informações coletadas no estudo são confidenciais e que meu nome não será divulgado em momento algum, e que toda e qualquer informação será utilizado para fins acadêmicos.

**Benefícios:** Eu entendo que o desenvolvimento deste projeto e a minha participação não me proporcionarão qualquer benefício, sendo que este projeto busca apenas compreender os aspectos relacionados ao controle postural.

**Liberdade para interromper a participação:** Eu entendo que a qualquer momento posso pedir para interromper a minha participação na realização do experimento. Eu também entendo que, se assim eu desejar, o responsável pelo estudo irá fornecer os resultados da minha participação em outra oportunidade.

Identificação do responsável pelo estudo:  
 Mestrando **PAULO B. DE FREITAS JÚNIOR**  
 Laboratório para Estudos do Movimento  
 Depto de Educação Física - IB - UNESP/RC  
 Av: 24-A, 1515 - Bela Vista  
 Rio Claro - SP CEP: 13505-900  
 Fone: (19) 526-4160 Ramal 45

Identificação do orientador do estudo:  
 Prof. Dr. **JOSÉ ANGELO BARELA**  
 Laboratório para Estudos do Movimento  
 Depto de Educação Física - UNESP/RC  
 Av: 24-A, 1515 - Bela Vista  
 Rio Claro - SP CEP: 13505-900  
 Fone: (19) 526-4108

**Nome do Participante:** \_\_\_\_\_

Endereço: \_\_\_\_\_ Cidade/Estado: \_\_\_\_\_

CEP: \_\_\_\_\_ Telefone: (\_\_\_\_) \_\_\_\_\_

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

\_\_\_\_\_  
 Assinatura do Participante

\_\_\_\_\_  
 Assinatura do Responsável pelo estudo