



**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA MOTRICIDADE
(ÁREA: BIODINÂMICA DA MOTRICIDADE HUMANA)**

**CONTROLE POSTURAL DE IDOSOS:
EFEITO DA PERTURBAÇÃO VISUAL COM O USO DO SISTEMA ÂNCORA**

JULIANA BAYEUX DASCAL

Tese apresentada ao Instituto de Biociências do Câmpus de Rio Claro, Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em Ciências da Motricidade.

Maio - 2009

JULIANA BAYEUX DASCAL

CONTROLE POSTURAL DE IDOSOS:
EFEITO DA PERTURBAÇÃO VISUAL COM O USO DO
SISTEMA ÂNCORA

Tese apresentada ao Instituto de
Biociências do Campus de Rio Claro,
Universidade Estadual Paulista, como
parte dos requisitos para obtenção do
título de Doutor em Ciências da
Motricidade, área de Biodinâmica da
Motricidade Humana.

Orientadora: Profa. Dra. Eliane Mauerberg de Castro

Rio Claro
2009

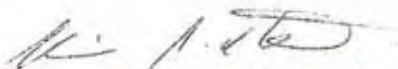
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO CIÊNCIAS DA MOTRICIDADE
(ÁREA: BIODINÂMICA DA MOTRICIDADE HUMANA)**

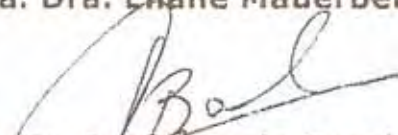
TESE DE DOUTORADO defendida em 04/05/2009

**"Controle Postural de Idosos: Efeito da Perturbação Visual
com o Uso do Sistema Âncora"**

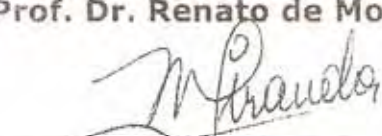
JULIANA BAYEUX DASCAL

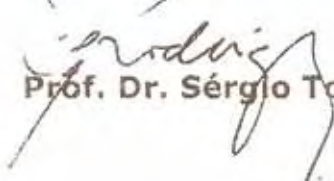
Comissão Examinadora:


Profa. Dra. Eliane Mauerberg de Castro


Prof. Dr. Jose Angelo Barela


Prof. Dr. Renato de Moraes


Profa. Dra. Maria Luiza de Jesus Miranda


Prof. Dr. Sérgio Tosi

Resumo

O número de quedas durante o envelhecimento é alto e as consequências para o indivíduo podem ser drásticas. O entendimento do funcionamento do sistema de controle postural é importante na medida que pode minimizar a quantidade de quedas nesta fase da vida e com isto melhorar a qualidade de vida destas pessoas. Foram realizados dois estudos com o objetivo de investigar os efeitos do envelhecimento sobre o controle postural com o uso de uma ferramenta não-rígida, denominada de sistema âncora, em contextos que restringem a informação visual. O primeiro estudo investigou a estabilidade postural de 15 adultos jovens (média de idade de 20.20 anos $\pm$ 1.61) e 15 idosos (média de idade de 68.13 anos $\pm$ 6.09) em uma tarefa postural com restrição da base de suporte (posição semi-tandem) sem restrição da informação visual (fixando o olhar a um ponto fixo), e na ausência da informação visual, com utilização do sistema âncora (125 g) e uma condição controle. As medidas do centro de pressão (Cop) foram obtidas através da plataforma de força e as variáveis dispersão, amplitude e velocidade da oscilação na direção médio-lateral e antero-posterior foram analisadas. Os resultados mostraram que o grupo de idosos apresentou maior oscilação corporal que o grupo de adultos jovens, nas duas condições visuais investigadas; que a ausência da informação visual provocou maior instabilidade postural para ambos os grupos e que o sistema âncora foi útil para estabilizar a postura dos dois grupos estudados, com uma diferença entre os grupos: para o grupo de adultos jovens a efetividade do sistema âncora foi maior para as condições em que a informação visual estava ausente e para o grupo de idosos o uso do sistema âncora foi mais efetivo nas condições em que a informação visual estava presente. A partir destes resultados, concluímos que o sistema âncora pode ser uma ferramenta útil para estabilizar a postura tanto de idosos, como também de adultos jovens. O segundo estudo investigou a estabilidade postural da mesma amostra do estudo 1 (15 adultos jovens e 15 idosos) em uma tarefa postural com restrição da base de suporte (posição semi-tandem) sem restrição da informação visual (fixando o olhar a um ponto fixo), ou na presença de uma ilusão visual, com utilização ou não do sistema âncora (125g). As mesmas variáveis utilizadas no estudo 1 foram utilizadas no estudo 2. Os resultados mostraram maior oscilação corporal para o grupo de idosos em comparação ao grupo de adultos jovens nas duas condições visuais. A ilusão visual não alterou a oscilação corporal dos grupos investigados e o uso do sistema âncora foi efetivo em diminuir a oscilação corporal do grupo de idosos, nas duas condições visuais

analisadas. Nossa conclusão, a partir dos resultados obtidos no estudo 2 é que o sistema âncora foi uma ferramenta importante para minimizar as alterações posturais decorrentes do envelhecimento. Em conjunto, os dois estudos confirmam a importância do sistema âncora para o controle postural, principalmente de indivíduos idosos.

Palavras-chave: controle postural, envelhecimento, informação visual.

Abstract

There is a lot of falls during aging and the results for the person can be drastic. The understanding of the postural control system is important because it can reduce the amount of falls during this phase and it can improve the quality of life of old adults. Two studies were designed to investigate the effects of the aging on postural control using a non-rigid tool, called anchor system. Two different contexts were presented: with and without visual restriction (blindfolding and visual illusion). The first study investigated the postural stability of 15 old adults (mean age of $20.20 \text{ years} \pm 1.61$) and 15 young adults (mean age $68.13 \text{ years} \pm 6.09$) in a postural task with the restriction of the base of support (semi-tandem position) while looking at a fixed point, and when visual information was absent. These conditions included the use of the anchor system (125 g) and a baseline condition. The center of pressure (Cop) measures was obtained from the signal of a force plate. Variables included: dispersion, amplitude and velocity of sway in medial-lateral and anterior-posterior direction. The results showed that the older adults swayed more than young adults in both visual conditions. For the conditions with no visual information both groups showed more instability. The anchor system helped to stabilize the posture for both groups, with one difference between the groups: for the young adults the effectiveness of using the anchor system was better for conditions where the visual information was absent; for older adults, the usefulness of the anchor system was superior in conditions where the visual information was present. Based on these results we concluded that the anchor system can be used for stabilization of the posture for older and young adults. The second study investigated the postural stability of 15 old adults and 15 young adults in the same postural task (semi-tandem position) and looking at a fixed point; and during the input a visual apparent motion (i.e., rotsnake visual illusion), using the anchor system (125 g) and a baseline condition. The same variables that were used in study 1 were also used in study 2. The results showed larger sway for old adults in comparison to young adults in both visual and task conditions. The visual illusion did not affect postural sway of neither group. The use of the anchor system was useful to reduce postural sway for older adults in both visual conditions. Our conclusion, based on the results of the study 2, is that the anchor system

is an important apparatus to minimize postural changes in consequence of aging and visual illusion impact on posture depends on the structure of the optical array.

Key-words: postural control, aging, visual information.

SUMÁRIO

RESUMO.....	i
ABSTRACT.....	iii
SUMÁRIO.....	v
LISTA DE TABELAS.....	viii
LISTA DE FIGURAS.....	ix
 INTRODUÇÃO.....	 1
Estudo 1. Controle postural de idosos: influência da informação visual e do sistema háptico.....	4
Capítulo 1. Sistemas sensoriais que auxiliam o equilíbrio (visão, vestibular, proprioceptivo e háptico).....	4
Capítulo 2. Informação visual e controle postural de idosos.....	6
Capítulo 3. Sistema âncora.....	9
Questões teóricas do estudo.....	16
Justificativa do estudo.....	17
Objetivos do estudo.....	17
Método.....	17
Participantes.....	17
Instrumentos e materiais.....	19
Tarefa âncora.....	19
Condições da tarefa.....	20
Procedimentos.....	22
Tratamento e análise dos dados.....	22
Análise estatística.....	24
Hipóteses do estudo.....	24
Resultados.....	26
Efeito da diminuição da base de suporte.....	26
Dispersão da oscilação médio-lateral (rms_ml).....	27
Dispersão da oscilação antero-posterior (rms_ap).....	29
Amplitude de oscilação médio-lateral (amp_ml).....	31
Amplitude de oscilação antero-posterior (amp_ap).....	32

Velocidade de oscilação médio-lateral (vel_ml).....	34
Velocidade de oscilação antero-posterior (vel_ap).....	36
Discussão dos resultados do estudo 1.....	38
Controle postural de adultos jovens e idosos.....	39
Informação háptica e controle postural.....	43
Implicações práticas com o uso do sistema âncora para o controle.....	
postural.....	52
Conclusões do estudo 1.....	54
 Estudo 2. Controle postural de idosos frente a uma perturbação visual (ilusão) e relações com a informação háptica.....	 55
Capítulo 1. Percepção visual.....	55
Capítulo 2. Percepção de movimento e ilusão visual.....	57
Capítulo 3. Ilusão visual e ação motora.....	59
Questões teóricas do estudo.....	65
Justificativa do estudo.....	65
Objetivos do estudo.....	65
Método.....	66
Participantes.....	66
Instrumentos e materiais.....	66
Tarefa âncora.....	66
Condições da tarefa.....	67
Procedimentos.....	69
Tratamento e análise dos dados.....	69
Análise estatística.....	70
Hipóteses do estudo.....	70
Resultados.....	71
Dispersão da oscilação médio-lateral (rms_ml).....	71
Dispersão da oscilação antero-posterior (rms_ap).....	72
Amplitude de oscilação médio-lateral (amp_ml).....	73
Amplitude de oscilação antero-posterior (amp_ap).....	75
Velocidade de oscilação médio-lateral (vel_ml).....	76
Velocidade de oscilação antero-posterior (vel_ap).....	77

Discussão dos resultados do estudo 2.....	79
Ilusão visual e controle postural.....	79
Informação háptica frente a uma ilusão visual e controle postural.....	84
Conclusões do estudo 2.....	86
Síntese dos resultados do estudo 1 e 2 e conclusões.....	87
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	89
ANEXO 1. Questionário de atividades físicas modificado para idosos.....	99
ANEXO 2. Termo de consentimento livre e esclarecido.....	102
ANEXO 3. Resultados do Questionário de atividades físicas modificado para.....	
Idosos.....	104
ANEXO 4. Dados brutos, média e desvio padrão da variável dispersão da.....	
oscilação médio-lateral.....	105
ANEXO 5. Dados brutos, média e desvio padrão da variável dispersão da.....	
oscilação antero-posterior.....	106
ANEXO 6. Dados brutos, média e desvio padrão da variável amplitude da.....	
oscilação médio-lateral.....	107
ANEXO 7. Dados brutos, média e desvio padrão da variável amplitude da.....	
oscilação antero-posterior.....	108
ANEXO 8. Dados brutos, média e desvio padrão da variável velocidade da.....	
oscilação médio-lateral.....	109
ANEXO 9. Dados brutos, média e desvio padrão da variável velocidade da.....	
oscilação antero-posterior.....	110

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Idade (anos), peso (kg) e estatura (m) do grupo de adultos jovens e de idosos.....	18
--	----

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Esquema do sistema âncora e as forças (F) que atuam sobre o sistema	9
Figura 2 Esquema da tarefa utilizando o sistema âncora na posição semi-tandem (A). Posição semi-tandem (B).....	20
Figura 3 Amplitude de deslocamento da oscilação corporal na direção médio-lateral nas condições vn (condição basal), tvnsa (semi-tandem com visão normal e sem âncora), tsvsa (semi-tandem sem visão e sem âncora), tvnca (semi-tandem com visão normal e com âncora) e tsvca (semi-tandem sem visão e com âncora) para o grupo de adultos jovens e idosos.....	26
Figura 4 Dispersão da oscilação corporal na direção médio-lateral nas condições com visão e sem visão, utilizando ou não o sistema âncora para o grupo de adultos jovens e idosos.....	28
Figura 5 Dispersão da oscilação corporal na direção antero-posterior nas condições com visão e sem visão, utilizando ou não o sistema âncora para o grupo de adultos jovens e idosos.....	30
Figura 6. Amplitude da oscilação corporal na direção médio-lateral nas condições com visão e sem visão, utilizando ou não o sistema âncora para o grupo de adultos jovens e idosos.....	31
Figura 7. Amplitude da oscilação corporal na direção antero-posterior nas condições com visão e sem visão, utilizando ou não o sistema âncora para o grupo de adultos jovens e idosos.....	33
Figura 8. Velocidade da oscilação corporal na direção médio-lateral nas condições com visão e sem visão, utilizando ou não o sistema âncora para o grupo de adultos jovens e idosos.....	35
Figura 9. Velocidade da oscilação corporal na direção antero-posterior nas condições com visão e sem visão, utilizando ou não o sistema âncora para o grupo de adultos jovens e idosos.....	36
Figura 10. Cubo dos cantos impossíveis.....	58
Figura 11. Esquema da tarefa utilizando o sistema âncora na posição semi-tandem (A). Posição semi-tandem (B).....	67
Figura 12. Figura em forma de espiral utilizada na condição de perturbação visual.....	69

Figura 13. Dispersão da oscilação corporal na direção médio-lateral nas condições com visão normal e de ilusão visual, utilizando ou não o sistema âncora para o grupo de adultos jovens e idosos.....	72
Figura 14. Dispersão da oscilação corporal na direção antero-posterior nas condições com visão normal e de ilusão visual, utilizando ou não o sistema âncora para o grupo de adultos jovens e idosos.....	73
Figura 15. Amplitude da oscilação corporal na direção médio-lateral nas condições com visão normal e de ilusão visual, utilizando ou não o sistema âncora para o grupo de adultos jovens e idosos.....	74
Figura 16. Amplitude da oscilação corporal na direção antero-posterior nas condições com visão normal e de ilusão visual, utilizando ou não o sistema âncora para o grupo de adultos jovens e idosos.....	75
Figura 17. Velocidade da oscilação corporal na direção médio-lateral nas condições com visão normal e de ilusão visual, utilizando ou não o sistema âncora para o grupo de adultos jovens e idosos.....	77
Figura 18. Velocidade da oscilação corporal na direção antero-posterior nas condições com visão normal e de ilusão visual, utilizando ou não o sistema âncora para o grupo de adultos jovens e idosos.....	78

INTRODUÇÃO

O número de quedas entre a população idosa é muito alto; cerca de 30% dos idosos caem ao menos uma vez ao ano no Brasil (Pereira, Buksman, Perracini, Py, Barreto & Leite, 2001) e a questão mais agravante deste fato é a consequência que uma queda pode gerar na vida de um idoso. Muitos dos idosos que caem carregam consigo sequelas que normalmente levam à dependência e em alguns casos à morte. De acordo com Pereira et al. (2001) 5% das quedas em idosos resultam em fraturas e de 15% a 50% das pessoas que foram hospitalizadas em decorrência da queda vem a falecer no ano seguinte. Neste sentido, o entendimento do funcionamento do controle postural, principalmente para a população idosa torna-se importante e urgente para que alternativas surjam a fim de minimizar o número de quedas e consequentemente melhorar a qualidade de vida destas pessoas.

Diferentes mecanismos estão envolvidos na regulação do equilíbrio: a detecção de informações no ambiente por diferentes vias sensoriais, a ativação de diferentes grupos musculares a fim de manter a orientação de nosso corpo e responder a diferentes estímulos, a velocidade com que conseguimos reagir a estímulos ambientais, a complexidade dos estímulos com os quais temos que lidar, dentre outros aspectos. Portanto, a regulação do equilíbrio não é uma tarefa simples e demanda a atividade de diferentes e complexos sistemas de nosso organismo.

Todas as atividades descritas acima estão presentes em nossa vida e ao decorrer do nosso desenvolvimento são aprimoradas conforme nosso sistema se torna maduro e de acordo com a estimulação que recebemos ao longo de nossa vida. Durante o processo de envelhecimento, entretanto, estes mecanismos sofrem alterações e com isto o idoso tem que se adaptar a fim de conseguir lidar com todas estas alterações.

As alterações cognitivas, psico-sociais e físico-motoras que ocorrem durante o envelhecimento interferem diretamente na realização de atividades da vida diária e consequentemente na manutenção da qualidade de vida. Atualmente o entendimento de envelhecimento engloba o conceito de que as pessoas podem viver mais, e principalmente, com qualidade. A velhice saudável implica autonomia de indivíduos idosos, incluindo

independência para realizar atividades que lhes causem prazer e realização, como por exemplo, encontrar com amigos, viajar, realizar atividades físicas, esportivas e/ou de lazer.

O estudo do controle postural de idosos envolve, portanto, questões relacionadas tanto ao sistema sensorial e perceptivo destes indivíduos, como também a aspectos relacionados ao sistema motor e suas inter-relações com o ambiente. A interação com o ambiente sob a égide do sistema percepção-ação assegura a emergência de comportamentos dinâmicos e altamente complexos.

Nas últimas décadas, estudiosos na área de comportamento motor propõem uma abordagem dinâmica do fenômeno percepção-ação, integrando variáveis experimentais durante manipulações do contexto das tarefas numa tentativa de criar e implementar protocolos práticos e terapêuticos. Um exemplo de aplicação de conceitos dinâmicos em protocolo terapêutico é o estudo de Ulrich, Ulrich, Ângulo-Kinzler e Yun (2001), o qual ilustra como mecanismos de controle dinâmico de habilidades filogenéticas (isto é, locomoção) evoluem através da prática sistemática com marcha de bebês com síndrome de Down sobre uma esteira rolante. Comparados a um grupo controle, o treino mostrou ser um fator significativo para a emergência da marcha independente.

Mais recentemente um modelo experimental denominado sistema âncora foi desenvolvido para ilustrar como o mecanismo de controle postural está subordinado ao mecanismo exploratório através da percepção háptica. Neste modelo experimental “âncora,” a integração cooperativa entre sistema postural e háptico resulta na diminuição da taxa de oscilação corporal durante tarefas restritivas ao equilíbrio. Este sistema foi proposto pela primeira vez em 2001 por Mauerberg-deCastro e testado em grupos de diferentes faixas etárias. O sistema “âncora” é composto por dois cabos flexíveis, cada um seguro em cada mão do participante, com massas de cargas variadas, e com a porção final em contato com o solo. A independência e segurança para realizar atividades de equilíbrio corporal foi demonstrada ser superior com tarefas que utilizaram o sistema âncora, tanto para grupos de adultos (Mauerberg-deCastro, 2004), crianças (Calve, 2004), adultos com deficiência mental (Mauerberg-deCastro et al, submetido), como também após ser inserida numa rotina de um programa de atividade física para adultos com deficiência mental (Polanczyk & Mauerberg-deCastro, 2005; Polanczyk & Mauerberg-deCastro, 2007).

A direta relação do sistema âncora com o sistema de controle postural apresenta um outro aspecto: na maioria dos estudos experimentais utilizando esta ferramenta, a otimização do controle postural era maior para indivíduos que apresentavam, em uma condição basal, pior desempenho. Ou seja, quanto mais estivesse perturbado o equilíbrio da pessoa, melhores eram os benefícios do sistema âncora. Por este motivo, em estudos prévios a manipulação experimental utilizada envolvia a diminuição da base de suporte e também a oclusão da visão (Mauerberg-Decastro, Calve, Viveiros, Polanszyck & Cozzani, 2003; Mauerberg-Decastro, Lucena, Cuba, Boni, Dascal & Moraes, 2007), a fim de colocar o participante em uma condição perturbadora suficiente para que o sistema âncora pudesse suprir demandas da tarefa e como consequência minimizar a oscilação corporal.

Como o sistema âncora fornece informação sensorial (háptica) para o sistema de controle postural e devido às alterações sensoriais decorrentes do envelhecimento, outra manipulação realizada neste estudo foi com o sistema visual. A visão é fonte importante de informação para a regulação do equilíbrio, já que através da discriminação de objetos no espaço e da detecção de informações no ambiente, somos capazes de orientar nosso corpo no espaço. Para o idoso que passa por modificações nas vias sensoriais, seu sistema de controle postural terá que se adaptar a fim de manter o corpo estável. Quando a informação visual está ausente (Jamet et al, 2006), ou quando as dicas visuais presentes no ambiente causam confusão (Oie, Kiemel & Jeka, 2002) ocorre maior oscilação postural e isto evidencia-se mais para grupos de idosos.

Como o processo de envelhecimento e alterações a ele associados demandam uma solução prática e eficiente, a proposta deste estudo é determinar se o sistema âncora (Mauerberg-deCastro, 2004) de fato promove efeitos estabilizadores ao equilíbrio de idosos, como encontrado em estudos anteriores para outros grupos amostrais. Investigaremos ainda se a função háptica é perturbada por movimento aparente visual e se o sistema âncora expande a sensibilidade háptica de forma a superar uma provável instabilidade postural causada por perturbação visual.

ESTUDO 1

Controle postural de idosos: influência da informação visual e do sistema háptico

“Afterwards, when upon turning his head or eyes up and down to the right and left he shall observe the visible objects to change, and shall also attain to know that they are called by the same names, and connected with the objects perceived by touch...” (Berkeley, 1709)

Neste estudo investigaremos o papel da informação háptica (sistema âncora) para o controle postural de idosos e de adultos jovens em condições de perturbação tanto da base de suporte como também da informação visual, isto é, em situações em que esteja ausente. As diversas alterações que ocorrem durante o envelhecimento implicam em adaptações que o idoso terá que fazer a fim de manter-se estável e que assim seja capaz de desempenhar atividades básicas do dia-a-dia.

Em estudos prévios (Jamet et al, 2006), o papel da informação visual mostra-se primordial para a regulação postural, mas também o toque leve apresenta-se como informação importante para a regulação do equilíbrio, principalmente em condições em que o sistema de controle postural esteja perturbado. Com forças em direções diferentes ao do toque leve, o sistema âncora apresenta-se como uma ferramenta útil para o sistema de controle postural. Desta forma investigaremos se o sistema âncora (já testado com outras faixas etárias) pode ser uma maneira de minimizarmos a oscilação postural de idosos.

Capítulo 1

Sistemas sensoriais que auxiliam o equilíbrio (visão, vestibular, proprioceptivo e háptico)

Os sistemas de controle postural dependem de informações presentes no ambiente e que são detectadas pelo sistema biológico através dos sistemas visual, vestibular, proprioceptivo e háptico. Dentre estes sistemas o mais familiar é o visual, responsável por detectar a estrutura espacial do ambiente (Mauerberg-deCastro, Calve, Viveiros, Polanczyk & Cozzani, 2003). A partir dessas informações podemos orientar nosso corpo sempre parametrizando uma determinada posição através do que enxergamos no ambiente (por

exemplo, a presença de um degrau, de um buraco ou de um objeto vindo em nossa direção). O sistema visual detecta profundidade no espaço por causa da disparidade binocular, gradiente de textura e sombras, informações que podem auxiliar a orientação postural no espaço. Vários sistemas perceptivos são de importância fundamental na exploração do ambiente para o controle postural.

O sistema vestibular possui receptores (isto é, órgãos otolíticos e canais semicirculares) localizados no ouvido interno que auxiliam no ajuste do alinhamento postural, através de movimentos compensatórios em respostas a forças externas ou auto-induzidas. Segundo Kelly (1991), os otólitos (utrículo e sáculo) detectam a aceleração linear quando a cabeça se move e determinam a posição da cabeça em relação à gravidade, respondendo principalmente aos movimentos cefálicos lentos, como os que ocorrem durante a inclinação postural. Já os canais semicirculares agem como acelerômetros angulares e pelo menos um par é afetado por qualquer aceleração angular da cabeça ou do corpo, sendo mais sensíveis a movimentos cefálicos rápidos.

Segundo Jeka, Kiemel, Creath, Horak e Peterka (2004), é importante o entendimento de qual informação se perde quando uma modalidade sensorial é removida ou deteriorada (por exemplo, durante o envelhecimento, em consequência de lesões, ou durante manipulação experimental). Quando investigamos as propriedades dos receptores sensoriais associados com o controle postural, é importante lembrar que a informação propiciada por receptores neurais individuais é menos relevante que a atividade coletiva transmitida por grandes populações de receptores distribuídos por todo o corpo e integrados pelo sistema nervoso central. A maioria dos modelos de controle postural que focam na integração multisensorial assume que as modalidades sensoriais proporcionam informação sobre a dinâmica (posição, velocidade e aceleração) da oscilação postural.

O sistema háptico funciona através da exploração ativa do ambiente, seja este estável ou em movimento (Mauerberg-deCastro et al., 2003). De forma geral, a partir do estabelecimento de uma sequência de contatos entre a pele e o objeto/evento/superfície, o indivíduo consegue explorá-lo e percebê-lo em diversas dimensões. Segundo Purves, Augustine, Fitzpatrick, Katz, Lamantia, Mcnamara e Williams (2005), o sistema háptico é o tato ativo e envolve a interpretação de estímulos com complexos padrões espaço-temporais e com isso integra diversas classes de mecanorreceptores. Este sistema proporciona

informações a respeito da forma, textura, movimento e forças (inerciais, gravitacionais e de aceleração), ou seja, envolve a percepção mecânica do ambiente através de esforços do sistema cinestésico e cutâneo.

Os sistemas cinestésico e cutâneo são sub-sistemas do sistema háptico. O sistema cinestésico propicia informações sobre o corpo, provindas de receptores musculares (informam sobre o estado—contrátil ou de estiramento—do músculo) e articulares (por exemplo, se o membro está realizando flexão ou extensão). Já o sistema cutâneo fornece informações a respeito da condição ambiental percebida através da pele (mudanças de temperatura e pressão, por exemplo).

O sistema háptico é um sistema exploratório que, através de elementos não-biológicos (por exemplo, ferramentas) anexos ao corpo, propicia expansão da orientação para estabilização ou para captura de informação sobre propriedades do ambiente adjacente (Mauerberg-deCastro et al., 2003). Um exemplo de ferramenta utilizada para exploração do ambiente por idosos são as bengalas que os auxiliam a obter referências físicas da posição e da orientação do corpo no espaço, sejam elas fixas ou móveis. Para que haja exploração do ambiente, portanto, o sistema de ação detecta dentre as várias opções disponíveis no ambiente, aquela que será mais adequada para que uma tarefa seja realizada a contento.

Capítulo 2

Informação visual e controle postural de idosos

De acordo com Barela (2000), a relação entre a informação sensorial e a atividade muscular ocorre de maneira contínua (acoplamento percepção-ação), isto é, a informação sensorial influencia a realização de ações motoras para o controle postural da mesma maneira que a realização de ações motoras influencia a obtenção de informação sensorial. O sistema visual é fundamental para o controle postural e as degenerações neste sistema devido a processos relacionados ao envelhecimento são fatores a serem considerados para o entendimento do controle postural e por isso, abordaremos neste capítulo o status do controle postural do idoso em condições de perturbação ou ausência da informação visual.

Com o objetivo de verificar o controle postural em 79 indivíduos divididos em três grupos (adultos jovens, adultos de meia idade e idosos), Jamet et al. (2006) aplicaram uma

tarefa cognitiva (mental, visual-verbal e auditivo-verbal) simultaneamente à observação do comportamento postural. Os resultados mostraram que o grupo de idosos apresentou maior dependência da informação visual. A tarefa mental dificultava a extração de informação visual. Para responder à tarefa, os participantes tinham que utilizar imagens mentais que competiam com as imagens externas, úteis para o controle postural. Isto é semelhante em tarefas onde há ausência de informação visual. No estudo, a consequência foi que idosos oscilaram mais que os outros grupos estudados.

Estes resultados demonstram, juntamente a outros estudos (como o de Jamet et al., 2006), que o ser humano depende de referências visuais externas para controlar a postura. Quando um indivíduo, por exemplo, o idoso tem que realizar uma operação mental e conciliá-la com informações visuais (de referência externa), a tarefa de controle postural se torna mais complexa e consequentemente ele tem dificuldade para controlar a postura.

Outra forma de investigação do controle postural foi realizada por Kapoula e Lê (2006). Estes pesquisadores investigaram 18 adultos jovens e 17 idosos em uma tarefa em que os sujeitos permaneciam sobre uma plataforma de força enquanto olhavam fixamente para um alvo (letra “x”). O alvo foi posicionado em duas distâncias: 200 cm ou 40 cm, e em três posições: na linha dos olhos (0°) ou 15° acima ou abaixo da linha dos olhos. Em outro experimento os sujeitos ficavam a 200 cm do alvo, posicionado na linha dos olhos, mas com a utilização de um prisma convergente posicionado em frente a cada olho. O prisma causava a convergência dos olhos a 9° , que correspondia ao ângulo de vergência de ver naturalmente um alvo posicionado a 40 cm. Os resultados indicaram que a estabilidade na postura quieta é melhor com o alvo posicionado mais perto para os dois grupos etários estudados. Os mecanismos que explicam estes resultados estão relacionados à convergência dos olhos: aumento do tamanho angular de deslize da retina, eferência ocular motora e sinais proprioceptivos e atividade dos músculos do pescoço. No experimento com o prisma, os resultados indicaram que a convergência melhorou a estabilidade postural na distância de 200 cm. Em relação à posição do alvo, os resultados indicaram que abaixar ou elevar o alvo na distância de 200 cm provocou melhor estabilidade postural do que quando os sujeitos olhavam para frente. Por outro lado, na distância de 40 cm não houve diferença entre as posições do alvo, provavelmente pelo fato de que, ao contrário do que acontece quando a distância aumenta, quando o alvo está perto do sujeito a referência ou dica visual

externa se torna tão importante para o controle postural que é totalmente utilizada pelo participante (independentemente se está ao centro, abaixo ou acima dele). No caso da condição de aumento de distâncias, nem todas as características da dica visual podem ser utilizadas, necessitando que o sujeito realize ajustes de altura para melhor aproveitá-la. Um fator interessante é que os resultados não apontaram para diferenças na regulação da postura entre os dois grupos etários estudados, com exceção da velocidade de deslocamento do CP que foi maior para o grupo de idosos, fator provavelmente relacionado à utilização de energia (atividade muscular) para o alcance da estabilização postural, já que a realização de movimentos em velocidade implica uma ativação muscular rápida, isto é, no menor período de tempo possível, e para tanto, maior será o gasto energético para a realização desta tarefa. Os resultados deste estudo indicam que as diferenças na velocidade de deslocamento do CP associam-se com estratégias de controle postural particulares para diferentes faixas etárias.

Como podemos perceber há uma relação entre os declínios associados à velhice e o status do controle postural, e que é ilustrada através de diversas manipulações. Dentre elas, a manipulação de uma tarefa cognitiva mental e visual simultaneamente à realização da tarefa de controle postural; utilização de diferentes distâncias e posicionamentos do objeto-alvo de fixação do olhar; oclusão total da visão com manipulação na base de apoio, que são utilizadas para que haja o entendimento minucioso deste tipo de controle durante esta fase da vida. Os resultados encontrados nestes estudos, de maneira geral, demonstram que os dois grupos etários podem até certo ponto restabelecer o equilíbrio postural, mas o que diferencia os dois grupos nos resultados (que pode até ser pequeno, dependendo do contexto experimental) é a maneira como o fazem, ou seja, as diferenças se apóiam nas estratégias de controle que adotam.

Capítulo 3

Sistema âncora

A exploração dinâmica entre os segmentos corporais e a ferramenta que media o contato com a superfície permite a detecção de informações do ambiente em conformidade com a dinâmica do organismo. Se existem modificações no organismo, este procurará por informações que supram necessidades adaptativas imediatas. Se ocorrerem modificações no ambiente estas serão percebidas pelo organismo, o que implicará em adaptações. Ou seja, a extensão (i.e., ferramenta) não biológica acoplada ao segmento corporal media informações sobre o que acontece a cada momento no ambiente. A sincronização entre a ferramenta e o organismo foi identificada por Mauerberg-deCastro (2004) como uma espécie de ancoragem entre organismo e ambiente (Figura 1).

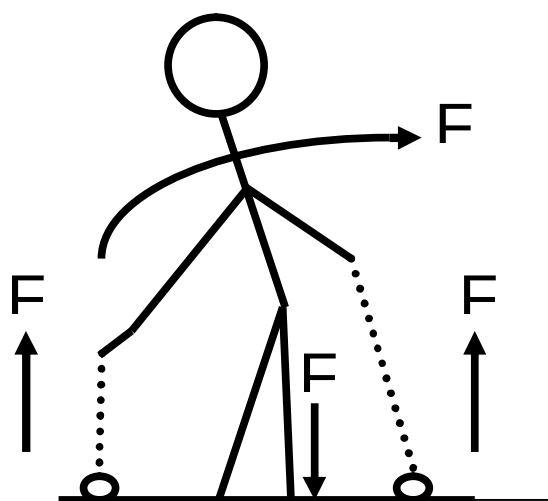


Figura 1. Esquema do sistema âncora e as forças (F) que atuam sobre o sistema.

Esta metáfora de ancoragem pode ser ilustrada no caso de um barco que está ancorado em determinado porto; o barco tem possibilidades de movimento de acordo com o movimento da maré, mas é limitado por estar preso a uma âncora, fixa no fundo do mar e conectada a uma corda. O movimento do barco é influenciado pelo movimento das ondas que batem sobre ele, mas seu limite de movimento vai até o ponto em que a corda consegue alcançar. De forma parecida, entretanto com o diferencial de que o ser humano tem capacidade de exploração ativa sobre o ambiente, nosso organismo é um sistema que troca

informações com o ambiente que o cerca, ou seja, estabelece uma relação de acoplamento entre o material (o âncora) e o organismo através da exploração do ambiente, utilizando para tanto mecanismos hápticos (Mauerberg-deCastro, 2004).

Do ponto de vista experimental, o sistema âncora foi concebido através da manipulação de cabos flexíveis com cargas acoplada na porção terminal e em contato com a superfície. Este sistema não é utilizado como um apoio (no caso de uma bengala), e sim, como uma tarefa em que os indivíduos devem manter uma carga no chão, controlada através do alinhamento corporal, movimentos dos braços e manipulação. Através de movimentos alternados entre as mãos direita e esquerda, estratégias de controle são utilizadas para estabilização corporal; isto é, conforme o indivíduo procura por estabilidade pela manipulação do aparato, o instrumento e o manipulador se tornam dinâmicos. Segundo Mauerberg-deCastro (2004), o sistema âncora em si é informação, já que existe na ação do participante (orientação corporal). O movimento do corpo (dinâmica intrínseca) e do sistema âncora (consequência das forças do sistema âncora e do ambiente adjacente) se tornam acoplados resultando em melhora da estabilidade comportamental na tarefa, neste caso, tarefa de controle postural (Mauerberg-deCastro, 2004).

Para testar o paradigma âncora, Mauerberg-deCastro (2004) realizou testes de equilíbrio na plataforma de força com treze adultos jovens (idade média de 30 anos), em duas condições: apoio em um só pé durante 30s, e apoio em um só pé durante 30s, com utilização do sistema âncora (pesos de 1kg, 500g, 250g e 125g). Os resultados indicaram que o sistema âncora proporcionou maior estabilidade aos sujeitos pela interação entre o indivíduo, o sistema âncora e a superfície adjacente. De acordo com a autora, através deste sistema o indivíduo procura ativamente a estabilidade utilizando movimentos exploratórios das mãos, cabeça e tronco a fim de reorientar todo o seu corpo na posição em pé.

Calve (2004) também utilizou o sistema âncora em seu estudo com noventa crianças de 5 a 7 anos de idade. A tarefa do estudo consistia em caminhar sobre uma trave de equilíbrio de 5 metros sem utilização da visão, em três condições: sem utilização do sistema âncora, com utilização do sistema âncora, com cargas de 125 g e de 500 g. Os resultados mostraram que, em comparação com crianças de 5 e de 6 anos, as crianças de 7 anos utilizaram melhor a percepção háptica, tendo em vista que oscilaram menos o tronco nas condições experimentais (com sistema âncora). Além disso, o estudo mostrou que a

diferença de cargas não afetou a qualidade do controle, indicando que a sensibilidade háptica é mais importante que o suporte mecânico para o controle postural.

No estudo realizado por Mauerberg-deCastro, Calve, Viveiros, Polanczyk e Cozzani (2003), dez adultos (idade média de 25 anos) foram testados em uma tarefa de deslocamento sobre uma trave de equilíbrio de 5 metros sem utilização da visão em cinco condições: sem utilização do sistema âncora (que foi realizada antes e ao final da sessão), com utilização do sistema âncora, com cargas de 1kg, 500g, 250g e 125g. Os resultados indicaram que houve uma tendência à transferência, visto que foi significativa a melhora na tarefa entre a condição sem âncora inicial e sem âncora após a sessão. Os resultados também mostraram que, na condição âncora, o padrão de deslocamento foi melhor que o da condição inicial sem âncora, além de se apresentar de forma estável e controlada, sem quedas.

O paradigma âncora foi também aplicado por Polanczyk e Mauerberg-deCastro (2005) em aulas de atividade física adaptada para adultos com deficiência mental de nível moderado. Inicialmente os sujeitos realizaram um pré-teste que consistiu de duas tarefas: permanecer em pé na posição tandem em uma trave de equilíbrio de 20 cm com os olhos vendados e realizar a mesma tarefa utilizando o sistema âncora (com cargas de 250 e 500 g). Após o pré-teste, todos os participantes realizaram 8 sessões de 1 hora cada, distribuídos em quatro semanas envolvendo atividades de controle postural com o sistema âncora. Logo após o programa, os sujeitos foram novamente avaliados nas tarefas na trave de equilíbrio. Os resultados mostraram diferença significativa entre o pré e pós teste para a condição de 500 g e efeito marginal para a condição de 250 g, indicando benefícios na utilização do sistema âncora para o controle postural.

Os estudos previamente descritos utilizaram uma ferramenta não biológica (o âncora) para que o indivíduo pudesse aproveitar as informações mediadas por esta ferramenta para otimizar a estabilização postural. O objetivo da utilização do sistema âncora era que não fosse utilizado como suporte físico, e sim como detector de informação háptica. A informação háptica também pode ser obtida pelo organismo através do toque leve (até 1N) e alguns estudos utilizaram esta forma de manipulação para investigar possíveis alterações sobre a estabilidade corporal.

Kouzaki e Masani (2008) realizaram um estudo em que testaram se a redução da oscilação postural com o toque leve ocorria em função do feedback tátil pelo contato da ponta dos dedos ou pelo suporte mecânico. O estudo foi baseado na tarefa de controle postural com toque leve sobre uma plataforma de força utilizando ou não a aplicação de uma isquemia (com torniquete de pressão) no membro superior direito. Os resultados indicaram diminuição da velocidade do COP quando o toque foi realizado. Já nas condições de intervenção com isquemia, o efeito do toque não ocorreu, já que o contato da ponta dos dedos foi bloqueado. De acordo com os autores, o toque leve que proporciona melhora da estabilidade corporal não contém componentes relacionados ao suporte mecânico e sim está diretamente relacionado ao feedback proprioceptivo obtido através da ponta dos dedos.

A oscilação corporal diminuiu quando indivíduos simplesmente tocaram uma superfície de contato, mesmo imprimindo pouca força nesse contato. Jeka e Lackner (1994) realizaram um estudo com o objetivo de verificar se ocorre redução da oscilação postural pelo toque leve do dedo, com e sem utilização da visão e investigar a relação temporal entre a oscilação corporal e o toque do dedo. Participaram deste estudo 5 sujeitos de 20 a 50 anos de idade. Foram utilizadas uma plataforma de força e um aparato de toque, com os sujeitos posicionados em tandem e realizadas 6 condições experimentais com e sem utilização da visão: sem toque, com toque até 1N e com toque sem limite de força. Os resultados indicaram que o contato com uma barra estacionária atenuou a oscilação postural, e que os níveis de força no toque não proporcionaram estabilização mecânica do corpo. De acordo com Jeka e Lackner (1994), o contato de toque com força foi utilizado para compensar fisicamente movimentos do centro de massa do corpo e o contato leve proporcionou informação sobre a posição do corpo e por isso melhorou o controle postural. Os resultados de Jeka e Lackner (1994) sugeriram também que há um atraso de 200 a 300 ms entre a força aplicada no toque (que ocorre antes), e as mudanças relacionadas à oscilação corporal. Este atraso, segundo os autores, é decorrente do tempo que o sistema necessita para processar e tomar decisão, além do tempo para produzir ativação muscular e alterar o momento de inércia do corpo.

Em outro estudo, realizado com o objetivo de determinar o tempo para estabilização postural após o toque do dedo, Rabin, Dizio e Lackner (2006) verificaram que o contato com o dedo em uma superfície rígida proporciona uma rápida estabilização postural. De

acordo com os autores, a amplitude de oscilação do CP diminui rapidamente nos primeiros 500 ms após o contato, reduzindo a oscilação corporal em 30% durante o primeiro segundo de contato e a diminuindo 50% nos 3 segundos de contato. De acordo com os resultados deste estudo, a estabilização háptica da postura ocorre de forma rápida pois a partir do contato com uma superfície rígida, o dedo proporciona informações sobre a direção, magnitude e taxa de movimento do corpo, que atenuam a oscilação corporal.

De acordo com Bonfim, Polastri e Barela (2006), o contexto e a relevância das informações sensoriais disponíveis é um aspecto importante para o controle postural. Em seu estudo, os autores encontraram que informação somatossensorial proveniente do toque suave (até 1 N ou 0,098 kg) proporcionou um referencial externo capaz de reduzir a oscilação corporal de adultos. Ainda, um dado interessante foi encontrado: a integração sensorial permitiu, em situações ilusórias (no caso a sala móvel), que o peso das informações sensoriais fosse alterado. Em outras palavras, o sistema de controle postural diminuiu o peso de informações irrelevantes ou errôneas (sala móvel) e aumentou o peso de informações corretas e mais relevantes para a realização da tarefa (toque em uma barra). Este estudo demonstra que a informação que propiciar condições mais acuradas e corretas para a realização da tarefa em determinado contexto é a que será escolhida pelo sistema para controlar a postura.

Chen, Metcalfe, Jeka e Clark (2007) também investigaram o controle postural, mas de crianças. O objetivo de Chen et al. (2007) foi verificar se a aquisição da marcha interfere no controle postural. As crianças que participaram do estudo foram analisadas, com base nas variáveis relacionadas ao centro de pressão, em uma tarefa de controle postural na posição sentada a partir do momento que já conseguissem sentar de forma independente. O estudo foi longitudinal (a partir do momento que conseguissem sentar independente e nove meses após a aquisição da marcha) e as medidas envolviam dados do CP com e sem toque em uma barra fixa. Os autores verificaram que no período de transição (sentar para andar) o sistema motor foi desafiado por uma série de razões, dentre elas o fato de que múltiplas modalidades passaram a desempenhar papéis diferentes de acordo com o que foi imposto pelo contexto (necessidade de andar). O desenvolvimento postural mostrou-se como um fenômeno evolutivo do comportamento e influenciável pela emergência de uma nova postura. O comportamento do sentar, em função de descontinuidades transitórias (típicas no

fenômeno do desenvolvimento e demandas ambientais), temporariamente foi influenciado pela aquisição da marcha (devido a uma reorganização sensório-motora), aumentando a oscilação postural, devido à re-calibração sensorial. Assim, durante períodos de instabilidade, ocorre aumento da variabilidade (do controle postural) que é um indício da exploração de parâmetros de controle que levam a um refinamento de controle e conseqüentemente influenciam todo o repertório postural. Outro aspecto importante do estudo foi que durante o período de transição, a utilização do toque (dicas hápticas) atenuou a oscilação postural, sendo explicada por dois motivos principais: quando a oscilação postural torna-se maior, fica mais fácil medir o efeito do toque, ou que a redundância sensorial pode levar a estimativas mais precisas da dinâmica corporal e estabilizar mais a postura nessas condições.

Um aspecto que deve ser levado em consideração, a partir do levantamento bibliográfico e das discussões feitas até aqui é a relação e ao mesmo tempo diferença entre o sistema âncora, foco deste estudo, e do toque leve. Os dois proporcionam informação para o sistema de controle postural, mas as informações obtidas através do sistema âncora são propiciadas através da exploração háptica com mediação de uma ferramenta, ao contrário do toque leve, cujo contato com a superfície de apoio é direta, sem mediação alguma. Além disso, a direção dos vetores de força com o toque leve é para baixo e quando o sistema âncora é utilizado, a direção do vetor é para cima, já que ocorre através da exploração das cargas que estão apoiadas no chão.

Ainda, em relação à utilização da informação háptica e sua relação com o controle postural e a percepção visual, Allison, Kiemel e Jeka (2006) realizaram um estudo a fim de verificar se idosos realizavam repesagem multi-sensória ou se havia um déficit nesta capacidade durante o envelhecimento. Os autores realizaram uma tarefa de controle postural com perturbação visual e somatossensória para três grupos: adultos jovens, idosos saudáveis e idosos com tendência à queda. O desenho experimental do estudo também permitiu distinguir entre repesagem intra-sensorial, na qual foi verificado se a resposta a uma modalidade sensorial (por exemplo, a visão) mudaria conforme ocorressem alterações nesta mesma modalidade, e repesagem inter-sensorial, na qual foi verificada se a resposta a uma modalidade sensorial (por exemplo, a visão), seria alterada conforme ocorressem alterações somente em uma segunda modalidade sensorial (por exemplo, o toque), sem

mudanças na primeira modalidade (ou seja, a visão). Os participantes realizaram a tarefa na posição tandem modificada, olhando para uma tela (distante 40 cm dos mesmos) com pequenos círculos que se moviam na direção médio-lateral e com o dedo indicador apoiado a uma *strain-gauge*, que além de medir a força aplicada realizava movimentos na direção médio-lateral. O pico de amplitude para os dois estímulos variou em 5 condições e isso permitiu verificar tanto a repesagem intra-sensorial quanto a inter-sensorial.

Os resultados mostraram um efeito para condição (os ganhos da visão aumentaram conforme a amplitude do estímulo visual diminuía e os ganhos no toque aumentaram conforme a amplitude do estímulo do toque diminuía), mas não para grupo indicando que o processo de adaptação da repesagem multi-sensória não é deficiente em idosos saudáveis, mas com tendência a quedas. Além disto, os resultados encontrados mostraram que a repesagem levou a um aumento da variabilidade da oscilação. Um dado interessante do estudo também mostrou que os idosos não mostraram confiança exacerbada na visão e, portanto conseguiram realizar a repesagem quando o estímulo do toque se alterava.

Especificamente para idosos podemos supor que seus mecanismos de controle estariam alterados em função dos processos de declínio que ocorrem nesta fase da vida (presumindo que este é um período de transição), e conseqüentemente a maneira do idoso controlar a postura estaria diferente das fases anteriores. Depois que o idoso se adaptar aos declínios decorrentes desta fase (isto infelizmente não ocorre para todos os idosos e de maneira similar, pois cada um encontrará uma maneira diferente de se adaptar às diversas alterações ocorridas), isto é, ultrapassar este momento de transição, poderíamos esperar que idosos voltassem a controlar sua postura como antes o faziam ou, ao contrário, mudariam permanentemente de estado, isto é, o modo de controle a partir de então. De maneira similar aos dados encontrados por Chen et al. (2007), que verificaram uma diminuição da oscilação corporal de crianças quando utilizaram o toque em períodos de transição do desenvolvimento, podemos supor que quando o idoso utilizar o sistema âncora, a oscilação postural será menor, pois o sistema âncora pode ser mais útil em momentos críticos, isto é, momentos de maior oscilação devido às diversas adaptações decorrentes do envelhecimento.

Em resumo, podemos considerar que idosos são capazes de explorar o ambiente a partir tanto de informações visuais (e as mesmas podem estar disponíveis no ambiente de

diferentes formas) como táteis para encontrar uma posição postural mais estável. As informações providas do sistema âncora também beneficiam o controle postural a partir de informações providas, através dos cabos flexíveis e dos pesos que estão em contato com o chão. Em estudos utilizando o toque leve, os participantes não necessitavam de apoio mecânico para estabilizar a postura. Similarmente, com o sistema âncora não há necessidade de apoio mecânico para que esta ferramenta amenize facilite o controle postural. A comparação dos efeitos do sistema âncora com contextos de manipulação do sistema visual permitirá analisar a extensão dos possíveis benefícios do uso das informações providas do âncora. Assumindo que o corpo torna-se ancorado ao ambiente, o sistema de referência evolui a partir de dicas hápticas e com isso a estabilidade postural melhora.

Segundo Mauerberg-deCastro (2004), o sistema âncora torna-se uma opção útil como forma de intervenção terapêutica para indivíduos com limitações ou problemas no controle postural. Tendo em vista o alto índice de quedas apresentado por idosos e considerando que este fato está diretamente associado a problemas no controle postural, através deste projeto intencionamos transcender a utilidade do sistema âncora, já comprovada para crianças, adultos neurologicamente normais e indivíduos com deficiência mental, para uma amostra de idosos, tendo em vista os benefícios encontrados para o controle do equilíbrio após a estimulação com o âncora. Principalmente para idosos, que como já mencionado apresentam problemas no equilíbrio que conseqüentemente podem sofrer quedas e perda da mobilidade, o paradigma âncora através da estimulação háptica (tão pouco citada em literatura e raramente utilizada em programas de intervenção para esta faixa etária) poderá se tornar uma alternativa viável, fácil e mais adequada às condições e necessidades desta população.

Questões teóricas do estudo

O sistema háptico, através do sistema âncora, é um tipo de informação útil para diminuir a oscilação corporal? Em condições em que o sistema de controle postural é perturbado, por exemplo, na oclusão da visão, a informação háptica (sistema âncora) será

capaz de suprir as necessidades do sistema, minimizando a oscilação corporal? O uso do sistema âncora propicia os mesmos resultados entre idosos e adultos jovens?

Justificativa do estudo

Tendo em vista o melhor entendimento do funcionamento do controle postural em idosos e a influência do sistema háptico para este tipo de controle, a justificativa deste estudo fundamenta-se no teste de utilidade do paradigma “âncora” para melhora do controle postural de idosos na presença ou ausência da informação visual. A compreensão do funcionamento de sistemas perceptivos (háptico e visual), sua influência sobre o controle postural e a possibilidade de utilização de uma ferramenta alternativa que amenize quedas durante a velhice são a motivação deste estudo.

Objetivos do estudo

O principal objetivo deste estudo é determinar se o sistema háptico, avaliado durante o uso de uma ferramenta não-rígida (i.e., sistema âncora), propicia melhor estabilidade postural durante tarefas de equilíbrio estático em idosos saudáveis. Em segundo lugar, este estudo tem como objetivo investigar o controle postural com e sem restrição do sistema visual e se há diferenças entre adultos jovens e idosos saudáveis.

Método

Participantes

Participaram deste estudo 30 indivíduos saudáveis e ativos, subdivididos em dois grupos:

1. grupo idoso, composto de 15 idosos, 4 do sexo masculino e 11 do sexo feminino;
2. grupo jovem, composto de 15 adultos jovens, 6 do sexo masculino e 9 do sexo feminino.

Todos os participantes realizaram medidas de antropometria (peso e estatura) e foram convidados a responder um questionário relacionado à quantidade de atividades motoras realizadas no cotidiano (Questionário Baecke modificado para idosos, Voorrips, Ravelli, Dongelmans, Deurenberg & Van Staveren, 1991), a fim de assegurar que todos fossem ativos e apresentassem níveis de atividade similares (Anexo I).

Na Tabela 1, apresentamos os dados individuais e as médias e desvio padrão da idade e dos dados antropométricos (peso e estatura) dos participantes do estudo.

Tabela 1. Idade (anos), peso (kg) e estatura (m) do grupo de adultos jovens e de idosos.

	Idade (anos)		Peso (kg)		Estatura (m)	
	Adulto	Idoso	Adulto	Idoso	Adulto	Idoso
	24	63	53	98	1.68	1.70
	18	60	87	64.5	1.70	1.68
	21	64	74	53.8	1.78	1.58
	21	61	58	85	1.73	1.70
	21	70	69	73	1.70	1.58
	20	77	57	63	1.57	1.65
	21	72	55	62	1.68	1.57
	21	69	63	56	1.62	1.49
	19	66	60	57	1.79	1.65
	18	79	68	47	1.80	1.47
	19	64	82	50	1.69	1.60
	22	68	59	61.5	1.56	1.59
	19	61	65	71	1.67	1.61
	19	73	50	64.5	1.67	1.59
	20	75	86	72.5	1.85	1.76
Média	20.20	68.13	65.73	65.25	1.70	1.61
DP	1.61	6.09	11.83	13.33	0.08	0.08

Instrumentos e materiais

- Uma plataforma de força (AMTI, AccuGait, Watertown, MA, EUA);
- Uma venda para os olhos;
- Uma armação de óculos com 3cm de largura que induziu o participante a fixar o olhar somente na figura central exibida nas condições experimentais;
- Uma tela branca (1,20 m x 0,90 m) com um círculo de cor laranja (10 cm de diâmetro) fixado ao centro e na linha dos olhos dos sujeitos foi usada para a condição com visão. O participante fixou o olhar neste alvo;
- Sistema de âncoras com um par de cargas de 125 g cada. Cada âncora era composta de um cabo fino de nylon preso a um saquinho de pano contendo pelotas de chumbo.

Tarefa âncora

A tarefa âncora consistiu na permanência do participante descalço na posição semi-tandem (região medial da ponta do dedo de um pé encostado na região medial do calcanhar do outro pé) simultaneamente ao uso de um sistema de âncoras, com o olhar fixo a um círculo laranja, posicionado na altura dos olhos do sujeito. O sistema de âncoras incluiu dois cabos flexíveis com duas cargas de 125 g atados a cada extremidade que ficou em contato com o solo. A altura destas cargas foi regulada de acordo com a altura do participante. A regulação foi feita pelo próprio participante de modo a manter a postura confortável, além de garantir que os cabos permanecessem sempre esticados um pouco à frente do indivíduo (Figura 2).

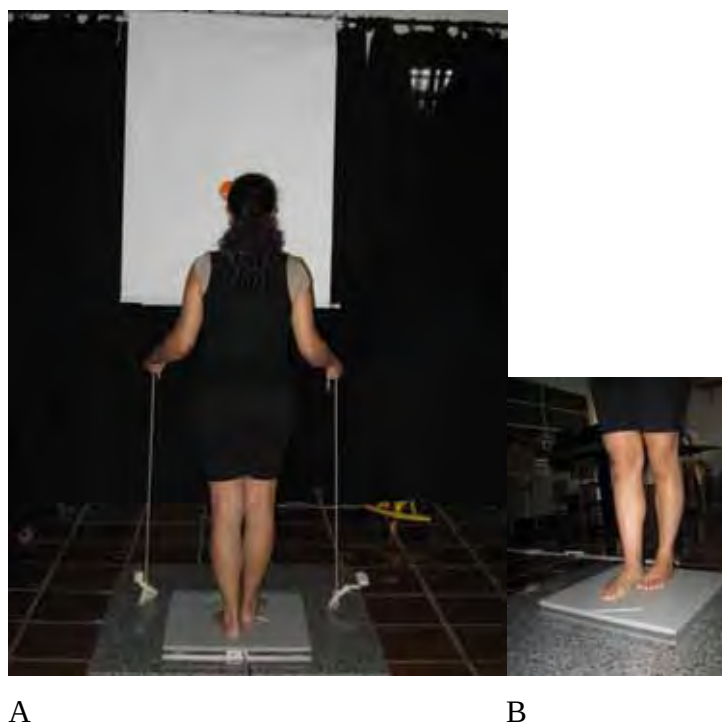


Figura 2. Esquema da tarefa utilizando o sistema âncora na posição semi-tandem (A). Posição semi-tandem (B).

Condições das tarefas

Todos os participantes realizaram as tarefas de controle postural com e sem a utilização do sistema âncora (com exceção da tarefa 1, que foi realizada somente na condição sem âncora). Na condição com âncora, os participantes utilizaram o sistema âncora com cargas de 125g mantidas sobre o solo e posicionadas lateral e um pouco à frente do corpo fora da plataforma de força. A duração da tarefa foi de 40s para cada condição e tentativa, mas somente 30s foram utilizados para as análises. Devido a prováveis e indesejadas perturbações na tarefa postural causadas pelo método de sincronização entre os dados da plataforma de força e das câmeras filmadoras, foram retirados os 5s iniciais e finais de cada tentativa. A sincronização, feita manualmente com uma espécie de lanterna, acionava uma luz durante uma batida sobre um dos cantos da plataforma de força. O pico produzido no sinal da plataforma e o pulso luminoso foram usados como dicas de sincronização. As seguintes condições experimentais foram utilizadas sempre com o participante posicionado sobre a plataforma de força:

1. Permanência em pé com os pés afastados na largura dos ombros, com o olhar fixo um círculo laranja ao seu centro de uma tela branca posicionada a 1,20 m de distância (vn);
2. Permanência em pé na posição semi-tandem, com o olhar fixo um círculo laranja ao seu centro de uma tela branca posicionada a 1,20 m de distância, sem o uso do sistema âncora (tvnsa) e com o uso do sistema âncora (tvnca);
3. Permanência em pé na posição semi-tandem com oclusão da visão sem o uso do sistema âncora (tsvsa) e com o uso do sistema âncora (tsvca).

Durante todo o experimento o participante foi monitorado com duas câmeras de filmagem e utilizou roupas escuras, permitindo que pequenas marcas refletoras fossem fixadas em pontos articulares específicos da cabeça, membros superiores e inferiores, coluna torácica e lombar. O participante foi sempre auxiliado por um pesquisador que o ajudava no posicionamento sobre a plataforma de força e servia de segurança durante o experimento. No caso específico da condição sem visão, o participante colocou, com o auxílio do pesquisador, a venda para os olhos somente após ter se posicionado sobre a plataforma de força. O pesquisador permaneceu perto do participante durante toda a tentativa como elemento de segurança, caso o participante perdesse o equilíbrio.

Nas condições sem âncora foi solicitado aos participantes que permanecessem com os membros superiores em posição similar ao que eles seguravam as âncoras, a fim de prevenir qualquer efeito na oscilação corporal devido à mudança na posição do membro superior. Os participantes realizaram três tentativas para cada condição; a primeira delas foi utilizada para análise. Cada participante realizou um total de 15 tentativas em uma única sessão. O intervalo entre as tentativas foi de 1 minuto. O tempo total de realização das tarefas foi de aproximadamente 1 hora. A ordem de realização das condições experimentais foi aleatória.

Procedimentos

Depois que o participante respondeu ao questionário e preencheu o formulário de consentimento (Anexo II), foram realizadas medidas de peso e estatura. Após esta etapa, iniciamos as tarefas de controle postural (vn, tvnsa, tvnca, tsvsa, tsvca) em ordem aleatória.

As forças nas direções médio-lateral, antero-posterior e vertical e os momentos de força em torno destes eixos foram registrados com uma frequência de amostragem de 60Hz. O deslocamento do centro de pressão (COP) foi calculado *on-line* pelo programa de coleta de dados *Balance Clinic* que acompanha a plataforma de força e também foi registrado em 60Hz.

Tratamento e análise dos dados

Os dados das variáveis investigadas foram analisados através de programas escritos em linguagem MATLAB (versão 5.3 – Math Works Inc.). As variáveis foram analisadas após passarem pelo processo de “janelamento” dos dados. O janelamento dos dados foi realizado com base em estudos prévios (Riley, Stoffregen, Grocki & Turvey, 1999). Os dados de cada tentativa foram divididos em intervalos de 40 janelas, cada qual com duração de 0,75 s (ou 45 quadros). A média destes intervalos foi calculada e posteriormente submetida à análise estatística. Somente a primeira tentativa de cada condição (tvnsa, tvnca, tsvsa e tsvca) foi utilizada para análise neste estudo. A primeira tentativa da condição vn foi utilizada como condição basal a fim de compararmos com as condições semi-tandem.

As variáveis dependentes analisadas foram:

- *Dispersão da oscilação postural nas direções médio-lateral e antero-posterior*, que indicam o quanto o sistema está oscilando a fim de se manter estável perante uma perturbação. O COP (centro de pressão) pode ser utilizado para fornecer a oscilação corporal:

$$\text{rms_osc} = \text{std}(\text{detrend}(\text{cop}))$$
- *Amplitude de oscilação nas direções médio-lateral e antero-posterior*, medida que fornece em qual magnitude o sistema está oscilando a fim de se

manter estável, representando o quanto o indivíduo se distancia da base de suporte (Stelmach et al., 1989). Corresponde à média da amplitude (diferença entre os valores máximos e mínimos) da oscilação e com unidade em centímetros. A seguinte equação foi utilizada para a obtenção dessa variável:

$$\text{amp_cop} = v_max_cop - v_min_cop$$

$$\text{media_amp_cop} = \text{mean}(\text{amp_cop})$$

Sendo que:

v_max_cop e v_min_cop correspondem aos valores máximos e mínimos da oscilação, respectivamente.

- *Média da velocidade de oscilação nas direções médio-lateral e antero-posterior*, que é um indicativo de quão rápido ou devagar o sistema de controle postural está agindo em diferentes condições. Esta medida é fornecida pelo valor da oscilação dividido pelo tempo decorrido durante esse período e com unidade em centímetros/segundo;

Para a obtenção da velocidade, os cálculos realizados foram:

$$\text{vel_cop} = \text{abs}(\text{cop}(3:\text{end}) - \text{cop}(1:\text{end}-2)) / (2 * 1 / \text{freq})$$

$$\text{amp_vel_cop} = v_max_vel_cop - v_min_vel_cop$$

$$\text{media_vel_cop} = \text{mean}(\text{amp_vel_cop})$$

Sendo que:

a velocidade do cop (vel_cop) corresponde à diferença entre o terceiro e o primeiro valor da oscilação, dividido pelo tempo, ou seja, $2 * 1 / \text{freq}$ (freq é a frequência de coleta dos dados, que foi 60 Hz e foi multiplicado por 2, porque corresponde ao tempo da oscilação entre o terceiro e o primeiro ponto);

$v_max_vel_cop$ e $v_min_vel_cop$ correspondem aos valores máximos e mínimos da velocidade de oscilação, respectivamente.

Após a análise residual, a filtragem dos dados foi feita com o filtro de Butterworth, que é um tipo de filtro passa baixa (ou seja, aceita frequências baixas e atenua frequências altas). A frequência de corte utilizada foi de 3Hz.

Análise estatística

As variáveis investigadas foram analisadas através da análise de variância (Anova) 2 grupos (adultos jovens e idosos) x 2 bases de suporte (condição basal de suporte e posição semi-tandem), com medidas repetidas no último fator, a fim de verificar se a diminuição da base de suporte aumentaria a instabilidade de ambos os grupos; (Anova) 2 grupos (adultos jovens e idosos) x 2 condições da tarefa (sem âncora e com âncora) x 2 condições visuais (sem visão e com visão), com medidas repetidas nos últimos dois fatores, a fim de que os dois grupos pudessem ser comparados; e Anova 2 condições da tarefa (sem âncora e com âncora) x 2 condições visuais (sem visão e com visão), com medidas repetidas nos dois fatores e com correção de Bonferroni, a fim de analisar individualmente os grupos (isto é, grupo de idosos e jovens, separadamente). Os testes post-hoc foram feitos através do método de Tukey. O nível de significância foi mantido em 0,05.

Os critérios para utilização da Anova foram: amostras aleatórias e independentes (representativas da população); variável dependente com distribuição normal da população; variâncias com distribuições iguais. Todos estes critérios foram atingidos. Quando a variável dependente não apresentou distribuição normal, os dados foram transformados através da função de logaritmo, ou através da função de raiz quadrada.

Hipóteses do estudo

Conforme a dispersão, amplitude e velocidade de oscilação aumentem, as chances do sistema colabar e entrar em queda serão maiores, principalmente se naquele momento não existir outro mecanismo que dê conta de manter o corpo na posição ereta.

Sendo o sistema visual a fonte predominante de informações para manter o corpo estável e considerando o fato de que idosos são mais dependentes da informação visual em tarefas posturais, nossa predição, através da interação entre fatores grupos e visão, é de que tanto a dispersão quanto a amplitude e velocidade de oscilação serão maiores nas condições de ausência da informação visual para o grupo de idosos. Caso contrário, variáveis de

dispersão, amplitude e velocidade de oscilação com valores similares, tanto na presença como na ausência da informação visual, indicando que as informações visuais não são a fonte exclusiva, primária para a regulação do controle postural de idosos.

A predição em relação ao sistema háptico é de que a informação detectada pela ferramenta não rígida (i.e., o sistema âncora) propicia maior estabilidade ao sistema de controle postural sob influência do envelhecimento. Desta forma, a dispersão quanto à amplitude e velocidade de oscilação será menor quando o sistema âncora for utilizado, em comparação com jovens e em comparação com a restrição visual. O grupo de idosos, ao utilizar o sistema âncora, será então mais beneficiado do que o grupo de adultos jovens na tarefa postural. Assim, nossa predição repousa na interação entre fator grupo e condição de tarefa. Caso contrário, variáveis de dispersão, amplitude e velocidade de oscilação com valores similares, tanto durante o uso do sistema âncora como sem o seu uso, e indicarão que a informação háptica é irrelevante ao sistema de controle postural.

Resultados

Efeito da diminuição da base de suporte

A condição vn foi a condição basal em que os participantes permaneciam sobre a plataforma de força com os pés posicionados na largura dos ombros. O objetivo em realizar esta tarefa foi o de verificar se a diminuição da base de suporte (posição semi-tandem) seria suficiente para perturbar o sistema de controle postural, aumentando a instabilidade. De acordo com nossos pressupostos, quanto mais perturbado estiver o controle postural maior será o efeito do sistema âncora.

Na Figura 3 podemos observar os valores médios e de desvio padrão da condição vn em comparação com as condições de visão normal sem âncora, para a variável amplitude de oscilação na direção médio-lateral (amp_ml).

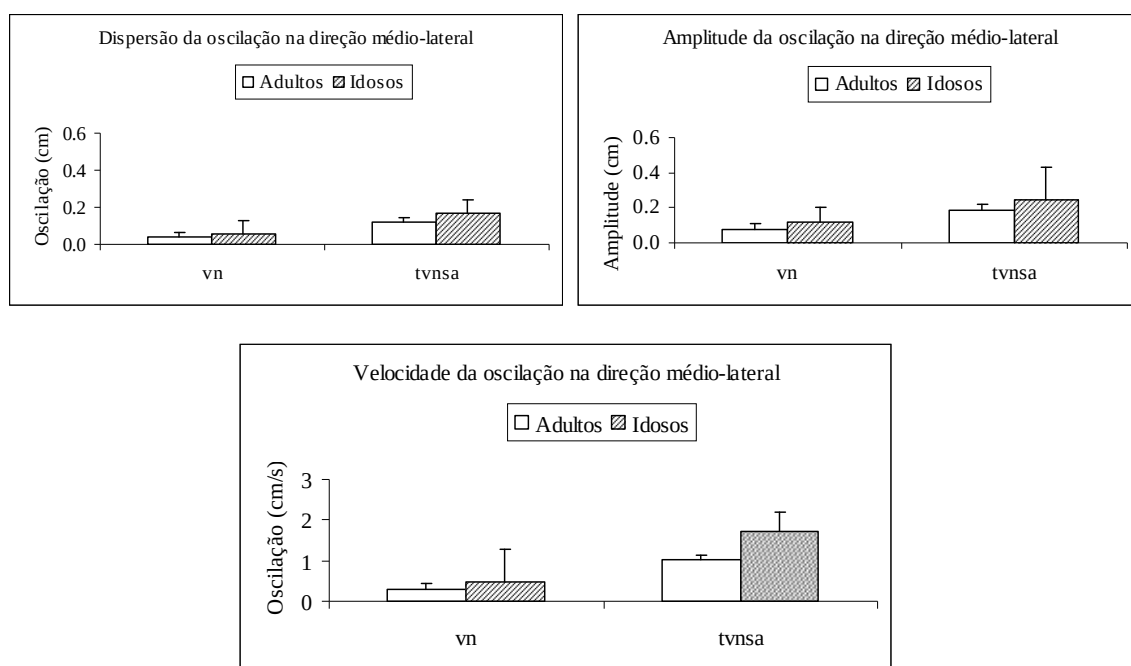


Figura 3. Dispersão, amplitude e velocidade da oscilação corporal na direção médio-lateral nas condições vn (condição basal) e tvnsa (semi-tandem com visão normal e sem âncora) para o grupo de adultos jovens e idosos.

Os resultados da ANOVA Two-way (2 grupos x 2 condições da tarefa) revelaram na comparação entre a condição basal (vn) e a condição semi-tandem com visão e uso do sistema âncora (tvnsa), efeito significativo para as três variáveis investigadas: rms_ml, amp_ml e vel_ml. Para a variável rms_ml houve efeito significativo para o fator grupo ($F_{1,28} = 13,960$, $p < 0,005$) e para o fator condição da tarefa ($F_{1,28} = 32,463$, $p < 0,001$). Para a variável amp_ml houve efeito significativo para o fator grupo ($F_{1,28} = 9,704$, $p < 0,01$), para o fator condição da tarefa ($F_{1,28} = 142,975$, $p < 0,001$) e para a interação grupo e condição da tarefa ($F_{1,28} = 9,574$, $p < 0,01$). E para a variável vel_ml houve efeito significativo para o fator grupo ($F_{1,28} = 8,255$, $p < 0,005$), para o fator condição da tarefa ($F_{1,28} = 134,746$, $p < 0,001$) e para a interação dos fatores grupo de condição da tarefa ($F_{1,28} = 9,580$, $p < 0,005$). A média das variáveis na condição basal e da condição tvnsa foi significativamente menor para o grupo de adultos jovens em comparação ao grupo de idosos. A condição tvnsa desestabilizou mais o equilíbrio do que a condição basal para os dois grupos estudados, mas o grupo de idosos se desestabilizou mais que o grupo de adultos jovens quando a base de suporte diminuiu.

Dispersão da oscilação médio-lateral (rms_ml)

A Figura 4 resume os valores médios e de desvio-padrão para a variável rms_ml. Em geral, o grupo de adultos jovens exibe uma dispersão de oscilação menor que o grupo idoso. Da mesma forma, como esperado, a oclusão da visão altera em ambos os grupos a taxa de dispersão de oscilação, tornando esta tarefa mais difícil. O uso do sistema ancora, entretanto, tem melhor impacto na condição sem visão apenas para o grupo de adultos jovens.

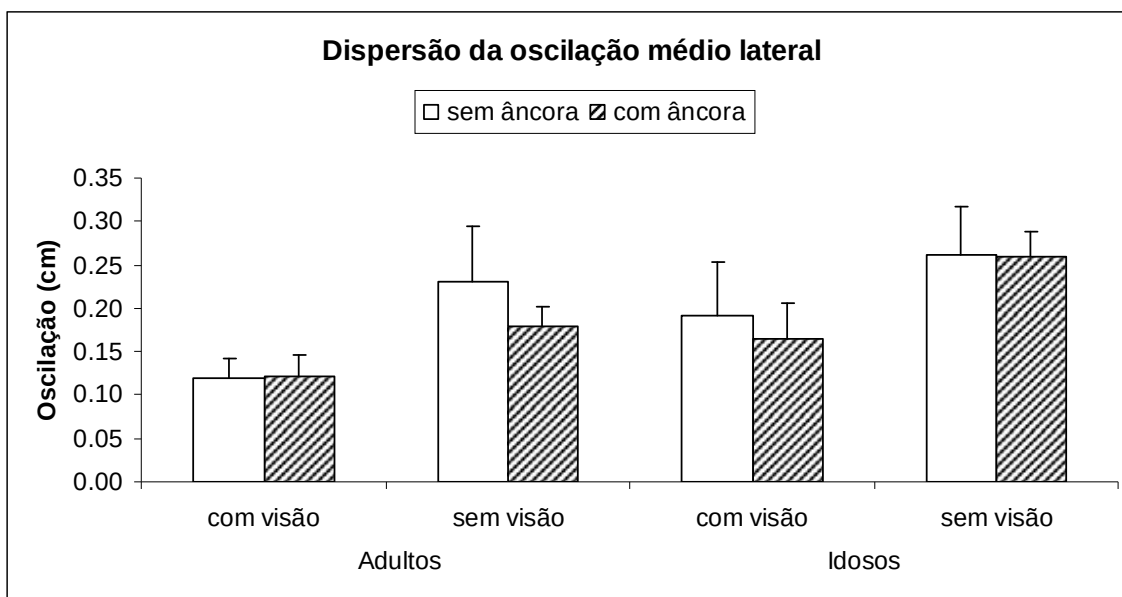


Figura 4. Dispersão da oscilação corporal na direção médio-lateral nas condições com visão e sem visão, utilizando ou não o sistema âncora para o grupo de adultos jovens e idosos.

Os resultados da Anova Three-way (2 grupos x 2 condições de tarefa x 2 condições visuais) para a variável *rms_ml* indicaram efeito significativo para o fator grupo ($F_{1,28} = 29,019$, $p < 0,001$); para o fator condição da tarefa ($F_{1,28} = 8,742$, $p < 0,01$); para o fator condição visual ($F_{1,28} = 100,183$, $p < 0,001$); e para a interação dos fatores grupo, condição da tarefa e condição visual ($F_{1,28} = 7,367$, $p < 0,05$). A ausência da visão sem o sistema âncora (adultos: $Q_{24,28} = 12,630$, $p < 0,05$ e idosos: $Q_{24,28} = 6,666$, $p < 0,05$) e com o sistema âncora (adultos: $Q_{24,28} = 7,392$, $p < 0,05$ e idosos $Q_{24,28} = 9,106$, $p < 0,05$) resultou em valores significativamente mais altos da *rms_ml*. Para as condições visão normal sem âncora ($Q_{24,28} = 8,858$, $p < 0,05$) e com âncora ($Q_{24,28} = 5,853$, $p < 0,05$) e sem visão com âncora ($Q_{24,28} = 7,567$, $p < 0,05$), a *rms_ml* do grupo de idosos foi significativamente maior que a do grupo de adultos jovens (Figura 4). O grupo de idosos apresentou valores superiores da *rms_ml* para quase todas as condições investigadas (visão normal com âncora e sem âncora, e sem visão com âncora) em comparação ao grupo de adultos jovens. A ausência da informação visual aumentou a *rms_ml* para ambos os grupos em comparação às condições em que a informação visual estava presente. Na condição sem visão e sem âncora as diferenças entre os grupos desapareceram; nesta condição os valores da *rms_ml* foram os mais altos, em comparação às outras condições analisadas.

Para a variável *rms_ml*, a Anova Two-way (2 condições de tarefa x 2 condições visuais) calculada separadamente para cada grupo revelou, para o grupo de adultos, um efeito significativo para o fator condição da tarefa ($F_{1,14} = 9,697$, $p < 0,01$), para o fator condição visual ($F_{1,14} = 55,434$, $p < 0,001$) e para interação condição da tarefa e condição visual ($F_{1,14} = 8,044$, $p < 0,05$). A interação indica que o grupo de adultos manteve, durante as tarefas com uso da visão, a dispersão inalterada entre condições com e sem âncoras (0.12 cm), enquanto que, durante as tarefas sem uso da visão, o sistema âncora promoveu uma redução significativa da dispersão da oscilação corporal, isto é, de 0.23 cm, sem âncora, para 0.18 cm, com uso do âncora (Figura 4).

A Anova Two-way (2 condições de tarefa x 2 condições visuais) calculada para o grupo de idosos mostrou na variável *rms_ml* um efeito significativo somente para o fator condição visual ($F_{1,14} = 35,701$, $p < 0,001$). A *rms_ml* foi maior nas condições sem visão em comparação com as condições com visão normal (Figura 4). Não foi encontrado nenhum efeito para as condições com uso do sistema âncora.

Dispersão da oscilação antero-posterior (rms_ap)

Como podemos observar na Figura 5, de maneira similar que na direção médio-lateral, a *rms_ap* foi maior para o grupo de idosos em comparação ao grupo de adultos jovens. Para os dois grupos investigados a condição sem visão tanto nas condições sem âncora como com âncora, aumentou a *rms_ap* em comparação com as condições em que a visão estava presente. Somente para o grupo de adultos jovens nas condições em que a visão estava ausente é que o sistema âncora apresentou efeito, diminuindo os valores da *rms_ap*.

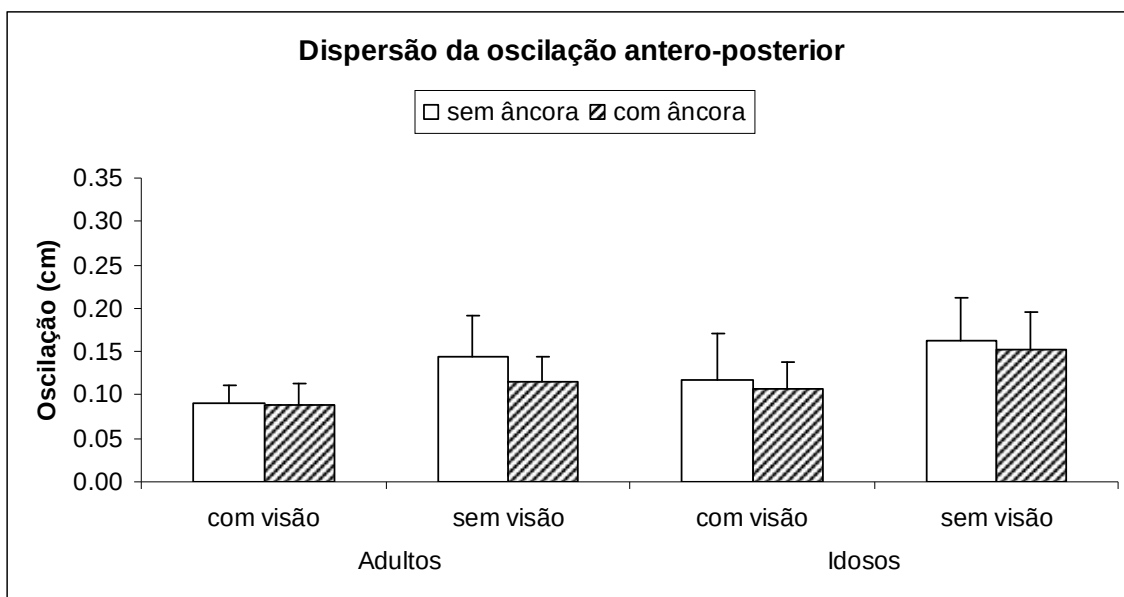


Figura 5. Dispersão da oscilação corporal na direção antero-posterior nas condições com visão e sem visão, utilizando ou não o sistema âncora para o grupo de adultos jovens e idosos.

A Anova Three-way (2 grupos x 2 condições de tarefa x 2 condições visuais) para a variável rms_ap indicaram efeito significativo para o fator grupo ($F_{1,28} = 7,231$, $p < 0,05$) com média da rms_ap maior para o grupo de idosos em comparação ao grupo de adultos jovens e para o fator condição visual ($F_{1,28} = 52,098$, $p < 0,001$), com média da rms_ap maior nas condições em que a informação visual não estava presente (Figura 5).

A Anova Two-way (2 condições de tarefa x 2 condições visuais) calculada para o grupo de adultos jovens apresentou efeito significativo da rms_ap para o fator condição da tarefa ($F_{1,14} = 5,917$, $p < 0,05$) e para o fator condição visual ($F_{1,14} = 32,134$, $p < 0,001$). O sistema âncora influenciou de forma positiva a tarefa na condição sem visão. Como esperado, nas condições sem uso da visão a oscilação foi maior que nas condições em que a visão estava presente (Figura 5).

Para o grupo de idosos, a Anova Two-way (2 condições de tarefa x 2 condições visuais) calculada individualmente indicou que a rms_ap apresentou efeito significativo somente para o fator condição visual ($F_{1,14} = 22,251$, $p < 0,001$). A rms_ap foi maior nas condições sem visão em comparação com as condições com visão normal (Figura 5).

Amplitude de oscilação médio-lateral (amp_ml)

Os valores médios e de desvio padrão apresentados na Figura 6 mostram que a amp_ml foi maior para o grupo de idosos nas duas condições visuais e de âncora. O sistema âncora beneficiou a maioria das condições investigadas (exceto para a condição visão normal para o grupo de adultos jovens). A presença da informação visual mais uma vez indicou ser fonte importante para a estabilização da postura.

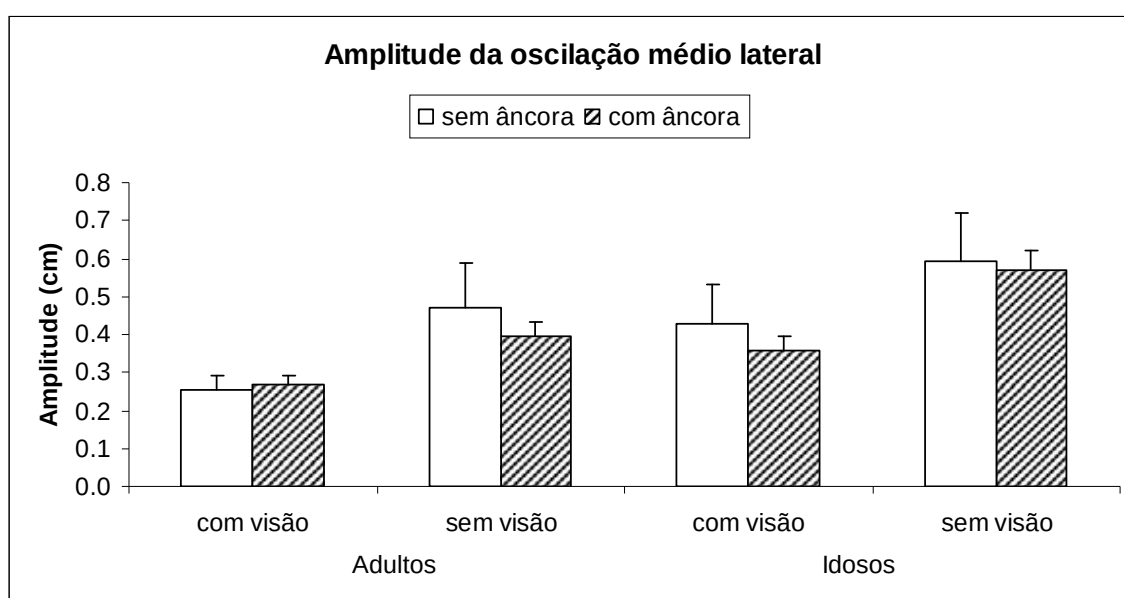


Figura 6. Amplitude da oscilação corporal na direção médio-lateral nas condições com visão e sem visão, utilizando ou não o sistema âncora para o grupo de adultos jovens e idosos.

A análise da amp_ml, feita através da Anova Three-way (2 grupos x 2 condições de tarefa x 2 condições visuais) indicou efeito significativo para o fator grupo ($F_{1,28} = 32,310$, $p < 0,001$); para o fator condição da tarefa ($F_{1,28} = 10,344$, $p < 0,005$); para o fator condição visual ($F_{1,28} = 135,336$, $p < 0,001$); e para a interação grupo, condição da tarefa e condição visual ($F_{1,28} = 8,684$, $p < 0,01$). Os dois grupos etários investigados, tanto na condição sem âncora (adultos ($Q_{24,28} = 13,459$, $p < 0,05$); idosos ($Q_{24,28} = 10,324$, $p < 0,05$), como com âncora (adultos ($Q_{24,28} = 8,005$, $p < 0,05$); idosos ($Q_{24,28} = 13,202$, $p < 0,05$), a ausência da informação visual resultou em valores significativamente mais altos da amp_ml (Figura 6).

Para a maioria das condições investigadas, isto é, visão normal sem âncora ($Q_{24,28} = 10,838$, $p < 0,05$), sem visão sem âncora ($Q_{24,28} = 7,704$, $p < 0,05$), e sem visão com âncora ($Q_{24,28} = 10,832$, $p < 0,05$), o grupo de idosos apresentou valores significativamente maiores da amp_ml em comparação ao grupo de adultos jovens. Exceto para a condição visão normal com âncora, cujos valores da amp_ml entre os grupos não se diferenciaram, para as outras condições da tarefa (visão normal sem âncora, sem visão com e sem âncora) a amp_ml foi maior para o grupo de idosos em comparação ao grupo de adultos jovens. Com a oclusão da visão, os valores da amp_ml aumentaram para as duas condições da tarefa e para os dois grupos etários. Enquanto que para o grupo de adultos jovens a condição com âncora minimizou as diferenças entre as condições visuais, para o grupo de idosos o uso do âncora provocou aumento na diferença entre as condições visuais. Apesar do uso do âncora ser efetivo nas duas condições visuais para o grupo de idosos, o efeito do uso do âncora foi maior na condição visão normal para este grupo e para o grupo de adultos jovens só foi efetivo nas condições sem visão.

Os resultados da amp_ml, de acordo com a Anova Two-way (2 condições de tarefa x 2 condições visuais) indicou para o grupo de adultos jovens efeito significativo para o fator condição da tarefa ($F_{1,14} = 6,919$, $p < 0,05$), para o fator condição visual ($F_{1,14} = 68,030$, $p < 0,001$), e para a interação condição da tarefa e condição visual ($F_{1,14} = 6,500$, $p < 0,05$). A presença do sistema âncora foi efetiva para diminuir a amp_ml somente na condição de ausência da informação visual. A ausência da informação visual provocou aumento da amp_ml nas duas condições da tarefa. (Figura 6).

Para o grupo de idosos, a Anova Two-way (2 condições de tarefa x 2 condições visuais) para a amp_ml indicou efeito significativo para o fator condição da tarefa ($F_{1,14} = 5,760$, $p < 0,05$) e para o fator condição visual ($F_{1,14} = 66,599$, $p < 0,001$). A média da amp_ml foi menor nas condições em que o sistema âncora foi utilizado, indicando para este grupo uma influência positiva desta ferramenta (Figura 6).

Amplitude de oscilação antero-posterior (amp_ap)

De acordo com os resultados apresentados na Figura 7, os valores da amp_ap foram maiores para o grupo de idosos em comparação ao grupo de adultos jovens. O sistema

âncora propiciou diminuição da amp_ap e a ausência da informação visual aumentou a amp_ap para os dois grupos investigados.

Os resultados da Anova Three-way (2 grupos x 2 condições de tarefa x 2 condições visuais) para a variável amp_ap indicaram efeito significativo para o fator grupo ($F_{1,28} = 6,439$, $p < 0,05$); para o fator condição da tarefa ($F_{1,28} = 6,562$, $p < 0,05$); para o fator condição visual ($F_{1,28} = 91,803$, $p < 0,001$); e para a interação condição da tarefa e condição visual ($F_{1,28} = 4,877$, $p < 0,05$). O grupo de idosos apresentou maior amp_ap que o grupo de adultos jovens em todas as condições investigadas. Os dois grupos apresentaram maior amp_ap na ausência da informação visual. Somente na oclusão da visão o sistema âncora foi efetivo em minimizar a amp_ap para os dois grupos estudados. (Figura 7).

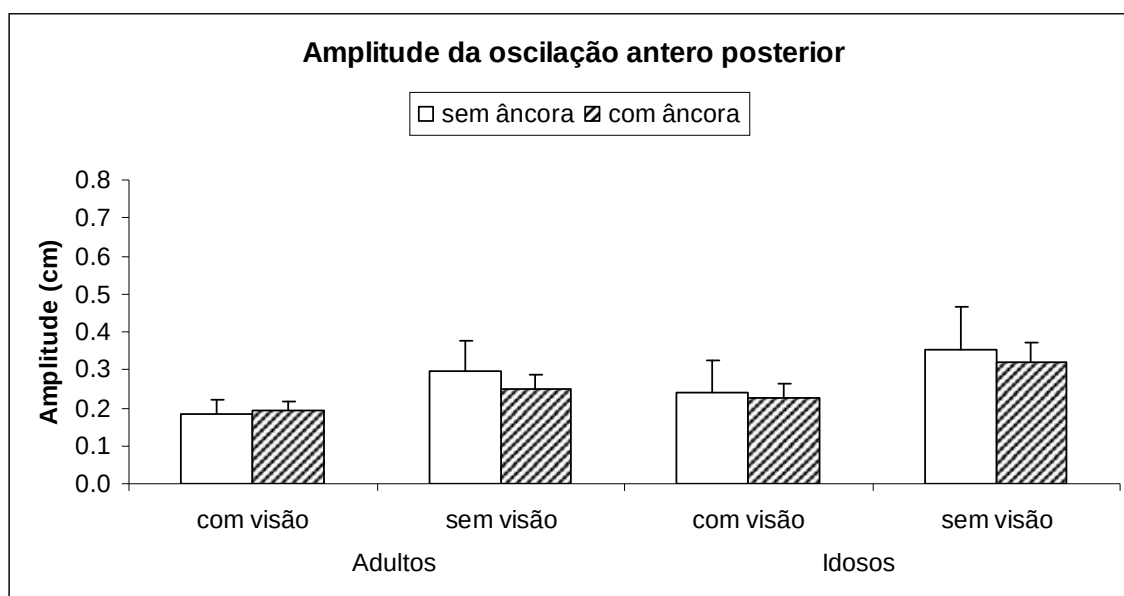


Figura 7. Amplitude da oscilação corporal na direção antero-posterior nas condições com visão e sem visão, utilizando ou não o sistema âncora para o grupo de adultos jovens e idosos.

Os resultados da Anova Two-way (2 condições de tarefa x 2 condições visuais) da amp_ap para o grupo de adultos jovens indicaram efeito significativo para o fator condição da tarefa ($F_{1,14} = 6,052$, $p < 0,05$), para o fator condição visual ($F_{1,14} = 56,426$, $p < 0,001$), e para a interação condição da tarefa e condição visual ($F_{1,14} = 9,480$, $p < 0,01$). Nas condições sem visão a amp_ap foi maior que nas condições com visão normal. A diferença entre as duas condições visuais foi menor nas condições em que o sistema âncora foi

utilizado, ou seja, o sistema âncora parece ter minimizado o impacto da ausência da informação visual, através do fornecimento de outra fonte de informação sensorial, ou seja, a háptica (Figura 7).

Para o grupo de idosos, os resultados da Anova Two-way (2 condições de tarefa x 2 condições visuais) para a amp_ap indicaram efeito significativo somente para o fator visão ($F_{1,14} = 41,504$, $p < 0,001$). A amp_ap foi maior nas condições sem visão em comparação com as condições com visão normal (Figura 7).

Velocidade de oscilação médio-lateral (vel_ml)

De maneira geral, podemos observar através da Figura 8 que a vel_ml foi maior para o grupo de idosos em comparação ao grupo de adultos jovens. A presença do sistema âncora diminuiu a vel_ml para ambos os grupos e na ausência da informação visual, ambos os grupos aumentaram a vel_ml.

A Anova Three-way (2 grupos x 2 condições de tarefa x 2 condições visuais) para a variável vel_ml indicou efeito significativo para o fator grupo ($F_{1,28} = 24,572$, $p < 0,001$); para o fator condição da tarefa ($F_{1,28} = 9,817$, $p < 0,005$); para o fator condição visual ($F_{1,28} = 124,167$, $p < 0,001$); e para a interação grupo, condição da tarefa e condição visual ($F_{1,28} = 5,360$, $p < 0,05$). Para todas as condições investigadas, visão normal sem âncora ($Q_{24,28} = 10,970$, $p < 0,05$), sem visão sem âncora ($Q_{24,28} = 7,398$, $p < 0,05$), visão normal com âncora ($Q_{24,28} = 6,527$, $p < 0,05$) e sem visão com âncora ($Q_{24,28} = 9,502$, $p < 0,05$), o grupo de idosos apresentou valores significativamente maiores na vel_ml que o grupo de adultos jovens. Os resultados mostraram também que para os dois grupos, tanto nas condições sem âncora (adultos ($Q_{24,28} = 12,236$, $p < 0,05$); idosos ($Q_{24,28} = 8,663$, $p < 0,05$)), como com âncora (adultos ($Q_{24,28} = 8,456$, $p < 0,05$); idosos ($Q_{24,28} = 11,431$, $p < 0,05$)), a ausência da informação visual resultou em valores significativamente mais altos da vel_ml. Para o grupo de adultos jovens a diferença entre as condições visuais foi menor na presença do sistema âncora. Contrariamente, para o grupo de idosos, a diferença entre as condições visuais foi menor quando o sistema âncora não foi utilizado. Neste sentido, nossos resultados apontam para o melhor impacto do uso do sistema âncora, minimizando a falta

de uma informação sensorial (ou seja, a visão), quando outra informação sensorial (ou seja, a háptica) foi introduzida, para o grupo de adultos jovens (Figura 8).

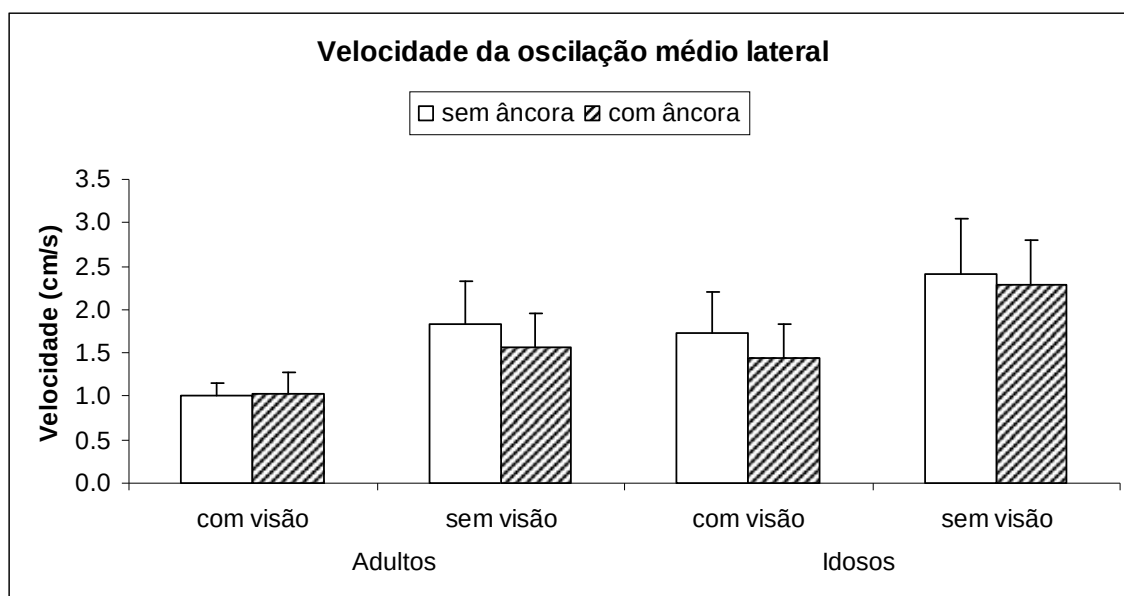


Figura 8. Velocidade da oscilação corporal na direção médio-lateral nas condições com visão e sem visão, utilizando ou não o sistema âncora para o grupo de adultos jovens e idosos.

Os resultados da análise separada por grupos indicaram através da Anova Two-way (2 condições de tarefa x 2 condições visuais) que para o grupo de adultos jovens houve efeito significativo para o fator condição da tarefa ($F_{1,14} = 4,642$, $p < 0,05$) e para o fator condição visual ($F_{1,14} = 57,376$, $p < 0,001$). O sistema âncora diminui a vel_ml somente na condição sem visão. A vel_ml foi maior nas condições sem visão em comparação com as condições com visão normal (Figura 8).

O grupo de idosos apresentou de acordo com a Anova Two-way (2 condições de tarefa x 2 condições visuais) efeito significativo para a vel_ml para o fator condição da tarefa ($F_{1,14} = 5,797$, $p < 0,05$) e para o fator condição visual ($F_{1,14} = 60,423$, $p < 0,001$). O maior valor da vel_ml foi na condição sem visão e sem utilização do sistema âncora (Figura 8). O uso do sistema âncora foi mais eficaz nas condições em que a informação visual estava presente.

Velocidade de oscilação antero-posterior

Os resultados expostos na Figura 9 nos mostram que os efeitos do sistema âncora só ocorreram nas condições de ausência da informação visual. Além disso, de maneira similar aos resultados previamente apresentados, as condições da tarefa sem informação visual resultaram em maiores valores da vel_ap para os dois grupos estudados. O grupo de idosos apresentou maior vel_ap que o grupo de adultos jovens.

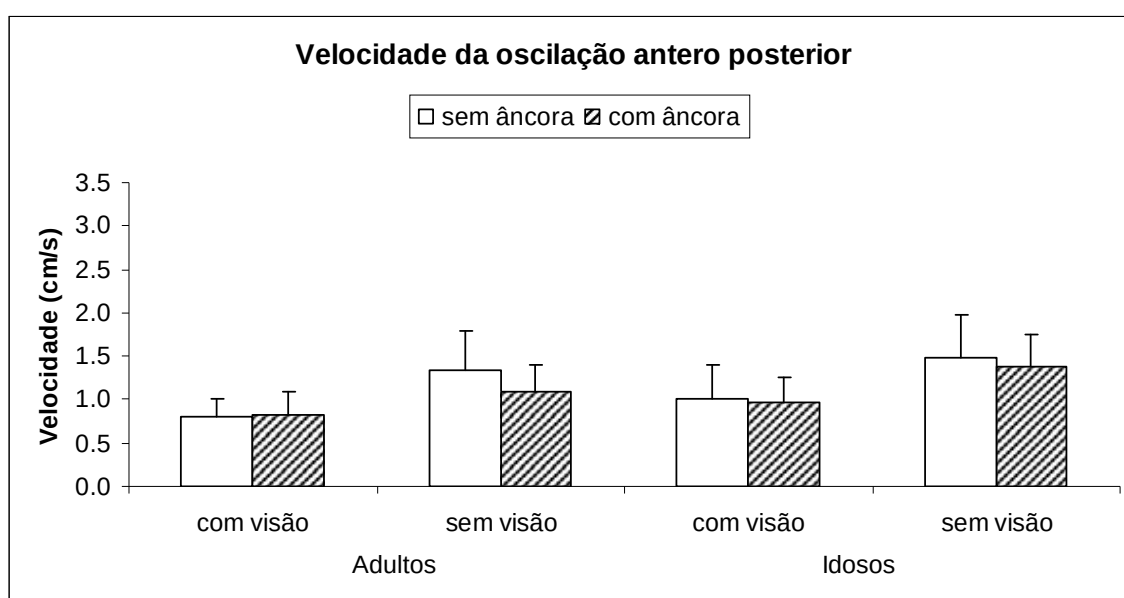


Figura 9. Velocidade da oscilação corporal na direção antero-posterior nas condições com visão e sem visão, utilizando ou não o sistema âncora para o grupo de adultos jovens e idosos.

Na análise estatística, realizada através da Anova Three-way (2 grupos x 2 condições de tarefa x 2 condições visuais) a vel_ap indicou efeito significativo para o fator condição da tarefa ($F_{1,28} = 5,094$, $p < 0,05$), para o fator condição visual ($F_{1,28} = 91,612$, $p < 0,001$) e para a interação condição da tarefa e condição visual ($F_{1,28} = 5,999$, $p < 0,05$). A diferença entre as condições visuais, quando o sistema âncora foi utilizado, foi menor para o grupo de adultos jovens, em comparação com o grupo de idosos, cuja diferença entre as condições visuais permaneceu inalterada entre as condições da tarefa (uso ou não do sistema âncora). Novamente, de acordo com esta variável, o grupo de adultos jovens

compensou a falta de uma informação sensorial (visual), utilizando a fonte sensorial que estava disponível (isto é, a háptica) (Figura 9).

A Anova Two-way (2 condições de tarefa x 2 condições visuais) para o grupo de adultos jovens na vel_ap indicou efeito significativo para o fator condição da tarefa ($F_{1,14} = 7,737$, $p < 0,05$), para o fator condição visual ($F_{1,14} = 57,234$, $p < 0,001$), e para a interação condição da tarefa e condição visual ($F_{1,14} = 10,763$, $p < 0,01$). Nas condições sem visão a vel_ap foi maior que nas condições com visão normal. O sistema âncora diminuiu a vel_ap somente na condição em que a informação visual não estava presente; nas condições com visão normal o sistema âncora não interferiu sobre esta variável (Figura 9).

Para o grupo de idosos a Anova Two-way (2 condições de tarefa x 2 condições visuais) indicaram para a vel_ap efeito significativo somente para o fator condição visual ($F_{1,14} = 39,624$, $p < 0,001$). A ausência da informação visual resultou em maiores valores da vel_ap para os idosos.

Discussão dos resultados do estudo 1

O presente estudo investigou a influência da informação háptica (disponibilizada através do sistema âncora) sobre a oscilação corporal em idosos e adultos jovens frente à perturbação do equilíbrio (diminuição da base de suporte) e da oclusão da informação visual. Nossa predição repousa na maior efetividade do uso do sistema âncora para o grupo de idosos e em condições que fossem mais desafiadoras ao controle postural.

Nossos resultados estão de acordo com estudos prévios, que demonstraram a importância de informações visuais (Freitas Junior & Barela, 2006; Horak & MacPherson, 1996) e hápticas (Mauerberg-deCastro, 2004; Jeka & Lackner, 1994) para o controle postural, principalmente para condições em que haja perturbação ao equilíbrio, como a diminuição da base de suporte. Nosso estudo também demonstra o sistema âncora como uma ferramenta útil para o controle postural tanto de adultos jovens como de idosos.

As variáveis que utilizamos em nosso estudo: dispersão da oscilação corporal (utilizada com o intuito de verificarmos a variabilidade do controle do equilíbrio em cada condição da tarefa), a amplitude da oscilação corporal (que indica o efeito imediato da manipulação da informação visual sobre a oscilação corporal, representando a precisão do controle postural) e a velocidade de oscilação (que é uma variável de controle, já que está associada à atividade regulatória do equilíbrio) foram efetivas para medirmos as diferenças entre os grupos e na utilização da informação visual e háptica. De maneira geral, houve uma similaridade nos resultados entre as variáveis investigadas, no que se refere ao uso da informação visual. Em outras palavras, na ausência da informação visual, todas as variáveis se modificaram (aumentando de valor, e com isto a instabilidade) para os dois grupos etários. Já em relação aos grupos estudados, ao uso da informação visual e à utilização do sistema âncora, houve uma diferença entre os grupos. Para o grupo de adultos jovens o sistema âncora foi mais efetivo em estabilizar a postura nas condições de ausência da informação visual e para o grupo de idosos a utilidade do sistema âncora para a estabilização foi maior nas condições em que a informação visual estava presente.

Portanto, os resultados de nosso estudo, pautados nas variáveis investigadas, demonstraram coerência entre si. As variáveis investigadas apontaram para uma mesma direção, ou seja, que o sistema âncora é uma ferramenta útil para o controle postural,

melhorando o controle, a regulação e precisão do equilíbrio, assim como associando as informações sensoriais (no caso a visual e a háptica) para maximizar as potencialidades do sistema em lidar com situações perturbadoras providas do ambiente.

Controle postural de adultos jovens e idosos

A postura representa a posição dos segmentos corporais, uns em relação aos outros, e a orientação destes segmentos no espaço (Freitas & Duarte, 2007; Freitas Junior & Barela, 2006; Horak & MacPherson, 1996; Ghez in Kandell, 1991). A manutenção do equilíbrio do corpo é atribuída ao sistema de controle postural, o qual está estritamente relacionado às funções do sistema sensorial, sistema nervoso e sistema motor.

Normalmente mensuramos o controle postural através das oscilações corporais apresentadas por ele. Durante a postura ereta quieta podemos observar que o nosso sistema postural nunca está totalmente parado e sim apresentando uma constante movimentação, mesmo que em um pequeno limiar. Para o estudo do controle postural, diversas manipulações são executadas a fim do entendimento do funcionamento de componentes importantes para que a estabilidade aconteça e a minimização de quedas pelo sistema seja possível. Portanto precisamos ficar em pé de forma estável, mas ao mesmo tempo, permitindo que nosso sistema tenha flexibilidade suficiente para superar as constantes interferências ambientais às quais estamos submetidos.

Durante o envelhecimento ocorrem alterações/adaptações de diversas funções relacionadas ao controle postural. Se por um lado a adaptabilidade do sistema é a capacidade de enfrentar os distúrbios inesperados, tanto do ambiente quanto do próprio sistema, demanda-se para tanto que ocorram alterações na estrutura deste sistema para que o idoso não sofra quedas. Com isto, processos adaptativos permitem ao sistema de controle postural flexibilizar o sistema frente a novas situações, aprimorar o desempenho motor e permitir, mesmo em situações diferentes do contexto vital, que seja possível efetuar movimentos, no caso, a regulação do equilíbrio, com eficiência.

Durante o envelhecimento há maior incidência de quedas e com a necessidade de encontrar-se uma solução para amenizar o número de quedas para esta faixa etária, diversos estudos tentam entender como funciona o sistema de controle postural deste grupo e ao

mesmo tempo procuram encontrar maneiras eficientes de minimizar quedas durante esta fase da vida.

Idosos apresentam maior oscilação corporal em comparação a adultos jovens (Redfern et al., 2002; Stelmach et al., 1989) e as alterações no uso da informação sensorial por idosos para o controle do equilíbrio podem estar relacionadas ao processo de aquisição e refinamento da informação sensorial e da ativação muscular. Para o funcionamento adequado, este processo deve ocorrer de maneira flexível e estável (Barela, Jeka & Clark, 2003), a fim de que seja possível manter o corpo na posição desejada.

Nossos resultados demonstraram que em todas as variáveis investigadas (dispersão, amplitude e velocidade da oscilação na direção médio-lateral e antero-posterior) o grupo de idosos apresentou valores mais altos que o grupo de adultos jovens, o que implica em maior instabilidade postural. Em nosso estudo, durante as tentativas em que a informação visual estava presente e a base de suporte estava normal (pés na largura dos ombros), o grupo de idosos oscilou mais que o grupo de adultos jovens, resultado observado através da variável amplitude de oscilação médio-lateral. Estes resultados demonstram que o grupo etário de idosos apresenta, mesmo em condições sem perturbação, maior oscilação corporal, quando comparado a grupo de adultos jovens.

De maneira geral, nas condições em que a informação visual não estava presente, o grupo de idosos oscilou mais que o grupo de adultos jovens. Estes resultados foram observados através de quase todas as variáveis investigadas, ou seja, dispersão e amplitude da oscilação na direção médio-lateral e antero-posterior e velocidade da oscilação na direção médio-lateral. Estudos prévios (Jamet et al., 2006) também encontraram resultados similares entre grupos de adultos jovens e idosos. Idosos parecem apresentar alterações no uso da informação sensorial e na atividade muscular e por isso serem mais susceptíveis a se desestabilizarem quando a fonte de informação visual está ausente.

Mesmo apresentando valores inferiores, isto é, maior estabilidade que o grupo de idosos, o equilíbrio do grupo de adultos jovens também sofreu interferência em decorrência da oclusão da informação visual. Este grupo apresentou diferença significativa entre as condições visuais, com valores inferiores (ou seja, maior estabilidade) para as condições semi-tandem com visão em comparação com as condições semi-tandem sem visão em todas as variáveis investigadas (dispersão, amplitude e velocidade da oscilação na direção médio-

lateral e antero-posterior). Estes resultados demonstram que o grupo de adultos jovens também dependeu do uso da informação visual para alcançar estabilidade postural.

Vale destacar aqui, que ao contrário de estudos prévios, investigamos em nosso estudo, variáveis tanto no sentido médio-lateral como antero-posterior, pois apesar de utilizarmos uma postura que desestabilizaria o corpo mais na direção médio lateral (posição semi-tandem, que diminui a base de suporte lateralmente), o sistema âncora foi utilizado com as cargas posicionadas lateral e um pouco à frente do corpo, e desta forma consideramos que esta ferramenta poderia minimizar a oscilação corporal tanto no sentido médio-lateral como antero-posterior, e por isso resolvemos descrever e discutir aqui os resultados nas duas direções. Tanto nas direções médio-lateral como antero-posterior, o grupo de idosos apresentou maior instabilidade postural em comparação ao grupo de adultos jovens. E a ausência da informação visual aumentou os valores das variáveis nas duas direções investigadas, em comparação às condições em que a informação visual estava presente, para os dois grupos etários.

Outro aspecto relacionado ao controle postural que foi por nós investigado foi a diminuição da base de suporte a fim de desestabilizar o sistema de controle postural a fim de que, de acordo com nossas previsões, a informação háptica pudesse ser melhor utilizada. Os resultados obtidos através da variável amplitude da oscilação na direção médio-lateral nos certificaram de que a diminuição da base de suporte (da posição dos pés na largura dos ombros para a posição semi-tandem) foi suficiente para perturbar o controle postural, aumentando a instabilidade postural para os dois grupos etários nas duas condições visuais investigadas (presença e ausência da informação visual). Neste ponto é importante ressaltar que os dois grupos aumentaram a instabilidade postural quando realizaram as tarefas na posição semi-tandem, em comparação com a posição basal (pés na largura dos ombros). Entretanto, o grupo de idosos se desestabilizou mais quando a base de suporte diminuiu em todas as condições investigadas.

De acordo com nossos resultados, a dificuldade da tarefa para ambos os grupos, em comparação com a condição basal, para a variável amplitude de deslocamento médio-lateral foi maior na condição semi-tandem sem visão e sem âncora (para o grupo de idosos a diferença entre a condição basal e a condição semi-tandem sem visão e sem âncora foi de 0.47cm e para o grupo de adultos jovens foi de 0.39cm). Os resultados ocorreram nesta

mesma linha para as outras condições investigadas, ou seja, houve diferença entre a condição basal e as condições semi-tandem para os dois grupos, mas a piora relativa foi maior para o grupo de idosos (em todas as condições).

Corroborando com dados prévios da literatura (Prioli, Freitas Junior & Barela, 2005; Shumway-Cook, Woollacott, 2000; Manchester et al., 1989; Stelmach et al., 1989), nossos resultados também mostraram que o aumento da instabilidade em decorrência de alterações na base de suporte foi maior para o grupo de idosos, em comparação ao grupo de adultos jovens. A literatura (Ferraz, Barela e Pellegrini, 2001) já propõe que as diferenças de desempenho em tarefas de controle postural entre grupos de adultos jovens e idosos são maiores quando as condições impostas aos grupos são mais desafiadoras.

Portanto, a partir destes resultados pudemos garantir que a alteração da base de suporte foi suficiente para perturbar o sistema de controle postural e assim nos asseguramos de que as condições experimentais que propusemos (isto é, diminuição da base de suporte com a posição semi-tandem) estavam adequadas.

Os nossos resultados mostraram, de maneira geral, que a oscilação corporal (observada pelas variáveis dispersão, amplitude e velocidade da oscilação na direção médio-lateral e antero-posterior) foi dependente da informação visual. Para os dois grupos etários investigados, quando a visão foi ocluída, a instabilidade postural aumentou.

Estes achados corroboram estudos prévios (Jamet et al., 2006; Kapoula & Lê, 2006), que também encontraram a importância dada à informação visual para a regulação da postura ereta. Para Gibson (1986) um modo poderoso de distinguir as coisas do mundo é através da visão das superfícies das substâncias que estão no ambiente. E foi com o uso da visão que o sistema postural dos participantes de nosso estudo foi modulado.

Segundo Gibson (1986), a superfície dos objetos para o qual olhamos tem propriedades que podem persistir ou mudar ao longo do tempo, tais como seu *layout*, sua textura, se está iluminada ou não, ou se reflete uma pequena fração de luz do ponto de observação, etc. Neste sentido, a regulação da postura ereta, através de nossa capacidade de perceber características do ambiente (por exemplo, mudanças repentinas do cenário visual ou alterações da quantidade de luz que são emitidas em objetos para os quais olhamos) nos informa constantemente sobre o que está ocorrendo ao nosso redor, e permite que nos mantenhamos equilibrados por um período de tempo.

A visão é fonte de informação importante para a regulação da postura, pois fornece informação sobre si mesmo (o indivíduo) e sobre o ambiente, e estes dois aspectos são inseparáveis (Gibson, 1986). Neste sentido, nossos resultados corroboram esta prerrogativa, já que tanto o grupo de adultos jovens como de idosos aumentaram a oscilação corporal quando a informação visual estava ausente. Para os dois grupos, de acordo com os pressupostos de Gibson, provavelmente quando não conseguiam obter informações do ambiente, não obtinham informação coerente sobre a orientação do próprio corpo, e por isto aumentaram a instabilidade postural. Gibson (1986) afirma que conforme uma pessoa percebe o ambiente, ela co-percebe a si mesma.

Segundo Gibson (1986) a percepção visual é a base para o comportamento, da mesma maneira que o comportamento é controlado pela percepção visual. O autor exemplifica esta afirmação com a locomoção, explicando que este ato não depende somente da percepção, mas também que a percepção visual depende da locomoção. A ocorrência de movimento do ponto de observação (do indivíduo) é necessária para qualquer adequação com o ambiente: “Nós percebemos para nos movermos, assim como nós nos movemos para percebermos” (Gibson, 1986).

O contato óptico, de acordo com Gibson (1986), de um corpo com a superfície de apoio, assim como o contato mecânico parecem ser necessários para alguns animais terrestres andarem ou permanecerem em pé de maneira normal. Neste sentido, a importância dada a informação visual parece ser tão importante para o desempenho de tarefas cotidianas como a informação proporcionada pelo contato com outros objetos ao nosso redor. Assim, a partir desta prerrogativa, discutiremos também a importância do contato mecânico sem suporte físico, isto é, das informações hápticas obtidas pelo sistema âncora, para a estabilidade postural.

Informação háptica e controle postural

No que se refere ao uso de informações hápticas, com o sistema âncora, nossos resultados mostraram que esta ferramenta não-rígida contribuiu para a diminuição da oscilação postural. Estes resultados foram observados em função de todas variáveis investigadas (dispersão, amplitude e velocidade da oscilação na direção médio-lateral e

antero-posterior) para o grupo de adultos jovens e para duas variáveis (amplitude e velocidade de oscilação na direção médio-lateral) para o grupo de idosos.

Diferentemente do que havíamos inferido, o grupo de adultos jovens foi o que mais se beneficiou do uso do sistema âncora, mesmo sendo o grupo que apresentou menor instabilidade de acordo com os dados obtidos através da condição basal. Mesmo em situações mais instáveis (diminuição da base de suporte e oclusão da visão), o sistema âncora não foi tão efetivo para diminuir a instabilidade postural para o grupo de idosos como o foi para o grupo de adultos jovens.

Vale destacar aqui que para o grupo de adultos jovens, o uso do sistema âncora melhorou a instabilidade postural, com base em variáveis investigadas tanto no sentido médio-lateral como antero-posterior. Já para o grupo de idosos, a melhora da estabilidade ocorreu somente para as variáveis investigadas no sentido médio-lateral. A diferença nos resultados entre os grupos pode estar no fato de que os adultos jovens, a partir do momento que posicionaram o sistema âncora ao chão, obtiveram informações de maneira mais generalizada, ampliando a informação háptica para várias direções e não somente na que estava mais prejudicada (isto é, a médio-lateral devido ao posicionamento semi-tandem), enquanto que o grupo de idosos preferiu utilizar a informação do âncora somente para atenuar oscilações que ocorriam na direção que mais os desestabilizava, ou seja, somente na direção médio-lateral.

No estudo de Moraes e Mauerberg-deCastro (submetido) utilizando o sistema âncora, os resultados mostraram que esta ferramenta tornou o controle postural de indivíduos idosos mais estável em uma condição de maior instabilidade postural (posição semi-tandem), isto é, com redução da base de suporte. Neste estudo, as variáveis velocidade média de oscilação na direção médio-lateral e antero-posterior, além da distância percorrida pelo COP indicaram efeito significativo com o uso do sistema âncora, em comparação às condições em que esta ferramenta não foi utilizada.

De acordo com os resultados de Oie, Kiemel e Jeka (2002) adultos jovens foram capazes de desprezar informações menos confiáveis (quer sejam visual ou de toque) e utilizar as informações disponíveis que eram mais acuradas e com isto estabilizar a postura. Bonfim, Polastri e Barela (2006) encontraram em seu estudo, também utilizando o toque leve, que a informação visual pode não ser a fonte predominante para o controle postural e

sim aquela que proporcionar informações mais acuradas e corretas naquele momento. Allison, Kiemel e Jeka (2006) mostraram que tanto o grupo de adultos jovens como o de idosos foram capazes de diminuir a oscilação corporal com o toque leve.

Carello, Silva, Kinsella-Shaw e Turvey (2008) definem que através da percepção baseada nos músculos (que é a consciência das magnitudes e direções de implementos e membros por meio de esforço muscular) podemos continuamente reunir, transformar e manter a postura, permitindo que tenhamos capacidade de alcançar e manter a orientação de nosso corpo, membros e implementos, ao mesmo tempo em que atendemos visualmente a outras informações. Quando uma pessoa segura um objeto e o movimenta, a percepção baseada nos músculos permitirá que ela obtenha informações das propriedades físicas do objeto, da produção de torques, dos movimentos angulares e das deformações musculares que mudam ao longo do tempo. Estes parâmetros constituem informação importante relacionadas à percepção das dimensões não modificáveis do objeto. É possível que a taxa de melhora para o grupo de idosos do nosso estudo esteja associado com as possibilidades do sistema músculo-esquelético de momento. O idoso tem perdas globais associadas com este sistema. Do ponto de vista comparativo com o jovem, os ganhos funcionais do idoso serão sempre insuficientes em tarefas que hipoteticamente privilegiam a exploração háptica. Entretanto, do ponto de vista adaptativo, competir com a alta dependência do controle postural com a informação visual dá ao sistema háptico uma dupla demanda: primeiro, a de inibir os efeitos de deterioração postural por conta da ausência de input visual; e segundo, a de maximizar a informação de origem intrínseca gerada nos músculos e tendões à medida que estes respondem a forças gravito-inerciais decorrentes do acoplamento com a ferramenta não-rígida, o sistema âncora.

Quando uma pessoa segura os cabos flexíveis do sistema âncora ela os está utilizando como fonte informativa de regulação de movimentos, no caso específico de nosso estudo, para regular a postura. Carello et al. (2008) propõe que através da percepção baseada nos músculos, dois modos de informação são obtidas: os *eigenvectors*, que são o sistema de coordenadas não-arbitrário definido pelo objeto em si, ou seja, por como a massa do objeto é distribuída em relação a um ponto de rotação; e os *eigenvalues*, que são os principais momentos de inércia, que quantificam resistência à aceleração rotacional sobre os eixos. Tanto os *eigenvectors* como os *eigenvalues* são invariantes mecânicos

relevantes e potencialmente informativos sobre as propriedades persistentes dos objetos. Neste caso, para o idoso perceber hapticamente através do sistema âncora não implica não perceber os modos invariantes da informação baseada no músculo, mas sim competir com a redundância causada pelo sistema visual que provavelmente desloca a atenção da tarefa. Os estudos de caso relatados por Carello et al. (2008) com pessoas idosas, com pessoas que tiveram paralisia cerebral ou derrame, mostraram que apesar das diferenças no número e morfologia dos mecanorreceptores responsáveis para controlar movimentos exploratórios, os resultados sobre a percepção de propriedades de objetos entre pessoas que não apresentavam qualquer limitação sensorial e/ou motora foi equivalente ao das pessoas com limitações. Portanto, a justificativa para alterações no controle postural entre idosos e adultos jovens não pode ser decorrente de deterioração na capacidade de percepção de propriedades invariantes do objeto, já que elas permanecem aparentemente inalteradas com o envelhecimento, mas provavelmente ocorrem devido a uma diversificação adaptativa nos mecanismos de controle e decisão em torno da redundância dos estímulos os quais o idoso tem que responder. Em contraste com indivíduos jovens, estes mecanismos podem parecer alterados ou com problemas.

Como as informações obtidas através da percepção baseada nos músculos utiliza os invariantes mecânicos (*eigenvectors* e *eigenvalues*), não somente características do objeto, no caso o sistema âncora, obtidas através das pontas dos dedos, fornecem informações ao sistema de controle postural, e sim de toda a dinâmica do movimentar os cabos mantendo as cargas apoiadas ao chão. A percepção baseada nos músculos, de acordo com Carello et al. (2008): 1. não é dependente de partes específicas do corpo ou nos padrões específicos de movimento usados para interagir com o objeto; 2. não deve confiar em sensações provindas de contatos locais da pele com o objeto. Para Carello et al. (2008), a percepção baseada nos músculos requer que haja uma dinâmica percebedor-mais-objeto e isto não ocorre em função de qual parte da anatomia é utilizada ou de qual trajetória espaço-temporal é utilizada para gerar tal dinâmica. As conseqüências da deformação de tecidos não precisam ser extraídas localmente, isto é, no ponto de contato e sim através da deformação global do campo do corpo.

Segundo Carello et al. (2008), as deformações de tecidos individuais do corpo não apresentam relação confiável com aquelas propriedades que o sistema háptico realmente

percebe (ou seja, das propriedades macroscópicas de objetos e membros relevantes para o controle de ações). As estruturas anatômicas individuais não representam propriamente a unidade de arquitetura para o entendimento da organização dos mecanorreceptores e por isto, não constituem a melhor caracterização do substrato háptico. A distribuição de mecanorreceptores para o tecido conectivo (mais especificamente, a fascia) e os tecidos musculares organizados em série (interconectados), sugerem um modo mais cooperativo na organização do substrato háptico (Carello et al., 2008). Assim, o substrato háptico é visto como um todo integrado no qual um evento mecânico local (por exemplo, balançar a mão segurando um objeto, como o que ocorre com o sistema âncora) gere a deformação de tecidos no nível de todo o sistema músculo-esquelético específico àquele evento.

A conceituação da percepção baseada nos músculos está diretamente relacionada às informações propiciadas pelo sistema âncora. Mauerberg-deCastro et al. (2003) afirma que o sistema âncora produz tensão em suas extensões flexíveis (cabos) em consequência das forças gravitacionais, de viscosidade e da elasticidade do material e da forma como o indivíduo controla a extensão proximal à âncora (ou seja, suas cargas). Quando alguma massa cria resistência no sistema âncora ocorre redução da oscilação corporal. A parametrização entre a quantidade de força de empuxo do lado direito e esquerdo, onde repousam as cargas das âncoras (Mauerberg-deCastro et al., 2003) permite a recalibração da posição do corpo como um todo e a manutenção das cargas em contato com o solo, fazendo com que o indivíduo adquira uma orientação sobre a superfície com base na sensibilidade háptica.

Neste ponto podemos relacionar os conhecimentos trazidos por Carello et al. (2008) com os referenciais teóricos discutidos por Mauerberg-deCastro (2004) em relação ao sistema âncora, a fim de tentarmos entender a importância do sistema âncora para o controle postural. Se o sistema âncora propicia informações ao executante através de cabos flexíveis acoplados a cargas mantidas ao chão, supomos que as variações de força nas mãos e braços, através da manipulação do cabo flexível permitem parametrizar continuamente os movimentos e com isto, informar ao sistema de controle postural sobre o que está acontecendo no ambiente e no próprio corpo a fim de orientar e estabilizar a postura, evitando quedas. Com a movimentação do objeto (no caso de nosso estudo, o sistema âncora), os torques e movimentos do sistema membro-mais-objeto, geram, de acordo com

Carello et al. (2008) uma deformação dos músculos e tecido conectivo do corpo, cujo todo cooperativamente informa sobre as propriedades do objeto.

Um sistema dinâmico (ou seja, a ancoragem), de acordo com Mauerberg-deCastro, Lucena e Boni (2007) ocorre a partir da informação obtida em tentativas a fim de anular a instabilidade do sistema oscilador. Um exemplo destes conceitos, de acordo com as autoras, está no jogo entre um ponto de apoio – o corpo – e o outro – a porção final do sistema de âncoras. O mecanismo de controle deste sistema é funcionalmente descrito pelas tentativas do indivíduo em obter informação háptica através da âncora apoiada sobre a superfície e explorar ativamente a resistência mecânica do sistema de âncoras e assim re-orientar as posições do corpo como um todo.

Nossos resultados confirmam os resultados dos estudos de Oie, Kiemel e Jeka (2002), mas contrariam os resultados do estudo de Allison, Kiemel e Jeka (2006), de Bonfim, Polastri e Barela (2006) já que em nosso estudo, os idosos não se beneficiaram de informações provindas do sistema âncora para diminuir a oscilação corporal, da mesma maneira que o grupo de adultos jovens. É importante ressaltar aqui que a ferramenta âncora, utilizada em nosso estudo diferencia-se do toque leve em uma superfície rígida. Uma explicação para a diferença dos resultados encontrados no estudo de Allison, Kiemel e Jeka (2006) e Bonfim, Polastri e Barela (2006) pode estar no fato de que ao explorar o âncora, o grupo de idosos tenha oscilado mais, já que para obter informações deste sistema, isto é, acoplando-o ao organismo, tenha que oscilar mais (pois é a forma que encontram para captar informações através dos cabos flexíveis), implicando em valores superiores para as variáveis aqui estudadas, resultando em maior instabilidade, em comparação ao grupo de adultos jovens. Entretanto, no estudo de Moraes e Mauerberg-deCastro (submetido) os benefícios do uso do sistema âncora foram melhores que os encontrados em nosso estudo, já que no primeiro, o grupo de idosos melhorou, com o uso do sistema âncora, variáveis investigadas tanto na direção médio-lateral como antero-posterior, resultado que ocorreu predominantemente para o grupo de adultos jovens em nosso estudo.

É provável que para idosos haja a necessidade de um tempo de adaptação à perturbação criada pela ausência da visão e um tempo de aprendizagem para otimizar o manejo háptico do sistema âncora. É provável que um período com diversas avaliações ao longo do tempo pudessem resultar em efeitos mais consistentes com o uso da ferramenta

âncora. Allison, Kiemel e Jeka (2006) encontraram em seu estudo que o grupo de adultos jovens, regulava a postura ao mesmo tempo ou com pequenos atrasos temporais de acordo com o toque que realizavam em uma superfície rígida. O grupo de idosos, entretanto, apresentou um relacionamento temporal à frente do estímulo visual em relação ao toque leve sob uma superfície rígida. Um aumento da rigidez para o grupo de idosos poderia ser a explicação para as diferenças encontradas entre os grupos (Allison, Kiemel e Jeka, 2006).

Outra justificativa para os resultados encontrados pode estar associada ao fator envelhecimento (como já discutido anteriormente, de acordo com o estudo de Chen et al. 2007), durante o qual o idoso atravessa por um processo de transição em diversos aspectos motores e por isto, algumas adaptações serem necessárias e afetarem diretamente o controle postural dos mesmos. Vale, neste sentido, investigar em diferentes fases do envelhecimento se o comportamento observado é alterado, talvez pelo fato da recalibração das relações sensório-motoras nesta fase da vida ser diferente do que em outras fases—infância, adolescência, fase adulta—e, por isto, a influência da informação somato-sensória para o controle postural variar.

No estudo de Chen et al. (2007) conforme ocorre a transição em crianças do sentar para o andar, o sistema motor é desafiado por uma série de razões, e como consequência o desempenho na tarefa postural (que foi o aspecto motor investigado) declina neste período da vida. De acordo com a abordagem dos sistemas dinâmicos, esta fase de transição que ocorre durante o desenvolvimento faz com que ocorra aumento da variabilidade do comportamento, o que pode ser um indicativo de que houve exploração de parâmetros do movimento que como consequência. Após este período, ocorre uma expansão e conseqüente refinamento do controle postural. Após o período de transição ter se encerrado, o sistema postural será capaz, portanto, de melhor estimar a dinâmica do corpo como um todo e assim adaptar-se de acordo com as variações da demanda postural.

Segundo Chen et al. (2007), a informação sensorial redundante (por exemplo, o toque leve em uma barra) é necessária durante períodos de transição para ajudar a controlar a postura desestabilizada. De maneira similar, nossos resultados mostraram que para algumas variáveis investigadas (amplitude e velocidade de oscilação na direção médio-lateral) o uso do sistema âncora (aqui podemos dizer que funcionou como uma informação sensorial redundante, já que fornecia informações ao sistema, tentando compensar a

ausência da informação visual) foi significativamente mais efetivo para estabilizar a postura do que a não utilização desta ferramenta.

De maneira similar, no estudo de Calve e Mauerberg-deCastro (2005), em que crianças na faixa etária de 5, 6 e 7 anos de idade realizaram uma tarefa de locomoção sobre uma trave de equilíbrio com e sem o uso do sistema âncora (125g e 500g), mostraram que a utilização desta ferramenta foi importante para a melhora do controle postural, somente para o grupo de 7 anos de idade. O status do desenvolvimento foi, neste estudo, importante para as estratégias de controle postural com o uso do âncora. Já para o grupo de 6 anos de idade, o sistema âncora mostrou ser uma restrição na tarefa e não uma ferramenta que auxiliou na manutenção do equilíbrio. E para o grupo de 5 anos de idade houve melhora do equilíbrio com o uso do âncora somente com a carga mais pesada, i.e., 500g.

Justificar a não utilização de informações hápticas pelo idoso somente em função da deterioração do sistema perceptivo pode não ser mais a única explicação para as diferenças encontradas entre os grupos etários. A percepção baseada nos músculos, de acordo com Carello et al. (2008), parece ser mais resistente a desafios sensoriais e motores que outras formas de percepção háptica. Em comparações feitas com adultos jovens e idosos a percepção das propriedades de objetos pela percepção baseada nos músculos foi equivalente entre os dois grupos, apesar de haver diferenças no número e morfologia de mecanorreceptores que suportam o controle de movimentos exploratórios.

O movimentar um objeto, segundo Carello et al. (2008), deforma os tecidos do corpo, não somente ao redor da mão, devido a natureza interconectada do sistema músculo-esquelético. Portanto limitações sensoriais e motoras resultam em um escore inferior sobre a percepção de objetos, e no caso de idosos, que começam a perder a sensibilidade cutânea nas extremidades, pode-se observar que esta perda afeta um pouco a percepção do objeto, mas não a elimina.

A descrição de resultados de Carello et al. (2008), com dados de pacientes com limitações sensoriais e motoras de membros superiores e inferiores suportam a idéia de que a percepção baseada nos músculos não é um processo local – os mecanorreceptores que estavam preservados, as redes neurais e de fascia que atenderam à tarefa foram suficientes para dar conta do funcionamento básico deste sistema perceptivo. Os estudos de caso e amostras clínicas relatados por Carello et al. (2008) sugerem que a percepção baseada nos

músculos é robusta o suficiente para superar não somente desafios motores, mas também desafios substancialmente sensoriais.

Segundo Mauerberg-deCastro, Lucena e Boni (2007) estudar como o sistema háptico influencia o controle postural durante a exploração do ambiente através de ferramentas (rígidas ou não) acrescenta detalhes importantes de como o sistema biológico constrói um mecanismo dinâmico entre duas extensões (no caso, o segmento corporal e a ferramenta em si) para a detecção de informações (ou seja, a busca de estabilidade no comportamento atual). Os participantes do estudo de Mauerberg-deCastro, Lucena e Boni (2007), ora ajustaram seus movimentos ao sistema âncora como auxiliar do equilíbrio, ora o incorporaram como um anexo do próprio corpo, criando restrições com diferentes graus de liberdade. Portanto, os resultados de Mauerberg-deCastro, Lucena e Boni (2007) demonstram que mecanismos de exploração háptica podem independer de sofisticação intelectual (pois neste estudo participaram pessoas com deficiência mental) e também podem independer de uma atividade consciente, embora voluntária em muitos momentos.

O fato de manipular o sistema âncora ser um desafio que oferece alternativas para a solução de problemas pode apontar o uso desta ferramenta para as potencialidades e não déficits motores que estes indivíduos apresentem. Os mecanismos adaptativos do sistema postural que ocorrem através da exploração háptica ocorrem independentemente do status cognitivo, demonstrando que a consciência corporal e de movimento durante a tarefa não são elementos prioritários na exploração háptica, já que as instruções sobre a real utilidade do sistema âncora não foram fornecidas aos participantes (Mauerberg-deCastro, Lucena & Boni, 2007).

Portanto, a utilização do sistema âncora por adultos jovens corroboram os resultados de estudos com a utilização do sistema âncora previamente descritos (Moraes & Mauerberg-deCastro, submetido; Mauerberg-deCastro, Lucena & Boni, 2007; Mauerberg-deCastro et al., 2003) e com os pressupostos da percepção baseada nos músculos (Carello et al., 2008). Entretanto, para o grupo de idosos o uso da informação háptica ainda está associado com a condição visual ao qual o idoso está submetido. Os resultados obtidos em nosso estudo mostraram que o uso da informação háptica foi dependente da informação visual. Para o grupo de adultos jovens, o uso do sistema âncora foi efetivo somente nas condições em que a informação visual não estava presente, para todas as variáveis

investigadas (dispersão, amplitude e velocidade da oscilação na direção médio-lateral e antero-posterior). Já para o grupo de idosos, ocorreu o contrário, pois eles só conseguiram agregar informações hápticas, do sistema âncora e melhorar a estabilidade postural somente quando a informação visual estava presente, resultado demonstrado através das variáveis amplitude e velocidade de oscilação na direção médio-lateral.

Em síntese, os resultados de nosso estudo mostraram a influência do sistema âncora para a estabilização do sistema de controle postural, principalmente nas condições em que a informação visual não estava presente para o grupo de adultos jovens. Os dois grupos etários estudados parecem não ter utilizado da mesma maneira a informação háptica contida no sistema âncora, já que para algumas variáveis, a melhora que o sistema âncora propiciou ocorreu em direção contrária, isto é, para o grupo de idosos o âncora foi mais efetivo na presença da informação visual (parecendo que a visão otimiza a utilização de dicas hápticas), enquanto que para o grupo de adultos jovens nas condições de ausência da informação visual, a informação háptica foi mais útil, parecendo que o grupo conseguiu repesar informações sensoriais e utilizar a informação que estava disponível e acurada naquele momento.

Implicações práticas com o uso do sistema âncora para o controle postural

O sistema âncora demonstrou ser uma ferramenta que auxilia na melhora do controle postural. Em nosso estudo realizamos em uma única sessão todas as manipulações envolvendo tanto a diminuição da base de suporte, como a oclusão da visão, com ou não utilização do sistema âncora. Pudemos observar, somente com estas manipulações, que o efeito do sistema âncora foi positivo e inferimos que estes resultados poderiam ser maximizados se realizados de forma regular, através de treinamento direcionado para grupos de idosos.

Uma linha de reabilitação proposta por Carello et al. (2008) é baseada em ajudar pacientes a utilizar a sensibilidade preservada (que não sofreu qualquer tipo de lesão) para as propriedades inerciais de objetos. O treinamento de indivíduos através da exploração e utilização de objetos com variadas distribuições de massa pode aumentar a consciência que tem dos diferentes padrões de forças musculares no contexto de exigências diferentes da

tarefa. Fazendo tarefas com músculos do corpo todo e não somente com o membro afetado pode possivelmente aumentar a resposta da deformação de forma distribuída e consequentemente melhor sintoniza-la com as propriedades inerciais de objetos e membros relevantes para o controle de ações. Além de estimular o lado do organismo, é interessante focar também as intervenções em função do sistema organismo-ambiente, por exemplo, através da criação de implementos, que maximizem a deformação do tecido relevante para o controle de objetos.

De forma geral, o sistema âncora tem se mostrado efetivo na melhora da oscilação corporal de pessoas com deficiência mental, mesmo em tarefas com maior demanda de atenção, isto é, aumento da altura da trave de equilíbrio na qual o indivíduo permanecia (Boni, Lucena, Moraes & Mauerberg-deCastro, 2007; Mauerberg-deCastro et al., 2007; Lucena, Mauerberg-deCastro & Cuba, 2006; Lucena, Mauerberg-deCastro, Cuba & Polanczyk, 2006). O sistema âncora também é útil na melhora do controle postural quando utilizado em intervenções com treinamento para pessoas que apresentem limitações cognitivas (Polanczyk, Giusti, Lucena & Mauerberg-deCastro, 2007), demonstrando que esta ferramenta pode ser viável também em intervenções terapêuticas.

Com o respaldo teórico e os resultados encontrados em nosso estudo, confirmamos a viabilidade, facilidade e segurança para a utilização do sistema âncora como instrumento para a melhora do controle postural, tanto de pessoas idosas, como de adultos jovens.

Conclusões do estudo 1

- O sistema postural sofre influências gerais que se traduzem por aumento de instabilidade postural. Esta conclusão se baseia no fato de que o grupo de idosos apresentou maior oscilação corporal que o grupo de adultos jovens, tanto na condição em que a informação visual estava presente, quanto na condição em que estava ausente.
- O sistema postural tem uma interdependência com o sistema visual quando se trata de resolver perturbações à posição ereta, especialmente por conta do processo de envelhecimento. Esta conclusão baseia-se no fato de que a ausência da informação visual aumentou a oscilação corporal de ambos os grupos etários estudados. Em nossas predições, afirmamos que a ausência da informação visual seria fonte de informação importante para manter o corpo estável, principalmente para o grupo de idosos. Nossos resultados confirmaram esta predição, embora o grupo de adultos jovens também teve a postura desestabilizada na ausência da informação visual, mas em uma proporção menor da dos idosos.
- Ferramentas não-rígidas propiciam informação háptica útil ao sistema postural e, embora idosos a utilizem, a competição com outros fatores de deterioração e dependência do sistema visual, requer olhar sua eficiência de forma relativizada. O sistema âncora foi efetivo em minimizar a oscilação corporal dos grupos investigados em ambas as condições visuais, mas ocorreu de maneira diferenciada entre os grupos. Para o grupo de adultos jovens, a informação háptica foi efetiva em reduzir a oscilação corporal nas condições em que a informação visual estava ausente, e indiferente na condição com a presença da visão. Para o grupo de idosos, a informação háptica foi mais efetiva em reduzir a oscilação corporal nas condições em que a visão estava presente. Para este grupo, a aparente melhora no controle postural na condição sem visão e com o uso do sistema âncora não foi estatisticamente significativa.

ESTUDO 2

Controle postural de idosos com o uso da informação háptica frente a uma perturbação visual (ilusão)

Uma das maneiras de aprofundarmos o conhecimento acerca do funcionamento do sistema visual e sua influência sobre o controle postural durante a velhice é inserindo perturbações ao sistema visual. Perturbações desafiam o sistema postural a buscar soluções diferentes para se manter na posição ereta e como consequência, tornam mais claro o entendimento sobre o funcionamento e importância da visão para o controle postural.

No estudo 1 pudemos verificar que o idoso é bastante dependente de informações visuais para controlar o equilíbrio corporal. Nesta etapa seguinte do estudo, investigaremos através de um contexto experimental de perturbação visual na forma de uma ilusão visual como o sistema postural se comporta quando a informação visual disponível apresenta-se alterada.

Inicialmente iremos discutir sobre os fatores adaptativos ligados à percepção visual durante a velhice. Em seguida, abordaremos como a informação visual interfere na forma do idoso controlar o equilíbrio.

Capítulo 1

Percepção visual

Diversos componentes presentes no ambiente nos fornecem informações visuais a respeito de como o mundo se apresenta ao observador, em quais categorias determinados objetos se inserem, o quão perto, longe, ao lado, acima ou abaixo um objeto está de nosso corpo, com quais cores nos identificamos, e quais delas distinguem um objeto do outro.

Goldstein (2002) utilizou uma abordagem psicofísica a fim de esclarecer as relações entre o estímulo e a percepção visual. A partir da conceituação de como o indivíduo percebe o ambiente, algumas informações podem ser obtidas, tais como: descrição (esta maçã está madura e bem saborosa), reconhecimento (é uma maçã), detecção (eu vejo a maçã no meio das folhas da árvore), magnitude (esta maçã é muito grande), procura (a maçã está na fruteira, em cima da mesa da sala).

Além da descrição, reconhecimento, detecção, magnitude e procura, determinadas características inerentes aos objetos são percebidas por nós e fazem com que as imagens que vemos dos objetos permitam que diferenciemos um objeto do outro, dependendo de como estes objetos se apresentem. Com o intuito de facilitar o entendimento dos componentes que fornecem informações para nosso sistema visual, Faubert (2002) quebrou a imagem em componentes (atributos) individuais, que são: luminosidade, cor, movimento, textura e profundidade, sendo que os dois primeiros normalmente são utilizados para que os três últimos sejam percebidos porque são suficientes para gerar contorno.

Um observador, por exemplo, ao visualizar uma maçã não apresentará dificuldades em detectá-la se as condições de luz forem boas; caso contrário, mesmo com muita fome, se a maçã estiver oculta não irá detectá-la. O desenho de uma maçã em branco e preto garante-lhe o atributo de uma maçã. O formato desta fruta, neste caso, é suficiente para expressar o que ela é. Para decidir se a fruta está boa para consumo, observamos suas cores (se estiver verde, ainda não estará madura, ou se estiver marrom, já amadureceu demais).

De acordo com os pressupostos de Gibson (1986), a percepção direta é a atividade de obter informações do ambiente. De acordo com o autor, quando vemos uma cena (por exemplo, das cataratas do Niágara) a percepção é direta e não mediada, por exemplo, de quando vemos uma fotografia das cataratas do Niágara. A percepção direta não é mediada por figuras na retina, figuras neurais ou figuras mentais, e sim é a atividade de obter informações do ambiente, excluindo um processo extra de inferência ou construção (Gibson, 1986). Através da atividade exploratória de olhar ao redor, obter dados ao redor da cena visual é que ocorre a percepção direta. A percepção direta, segundo Gibson (1986) não é uma coleção de pontos em que sensações separadas são organizadas no cérebro.

As características do que nós somos capazes de perceber visualmente são, portanto, essenciais para que possamos perceber o mundo em que vivemos e principalmente para que possamos interagir com ele a todo instante. Conforme envelhecemos, a capacidade de perceber essas características do ambiente diminui. Abaixo descrevemos estudos relacionados ao sistema visual durante o envelhecimento utilizando testes visuais a fim de compreendermos mais profundamente o funcionamento do sistema visual na velhice.

Capítulo 2

Percepção de movimento e ilusão visual

Segundo Baldo e Haddad (2003), o mundo “real tridimensional é mapeado visualmente em um mundo “perceptivo” bidimensional, sendo que, neste processo, informação é perdida e ambigüidades são geradas.” Neste sentido, a ilusão surge da discrepância entre o objeto percebido em uma dada situação e o objeto percebido em outra situação.

De acordo com Baldo e Haddad (2003), as ilusões visuais derivam de três principais vertentes:

1. ópticas (por exemplo, um lápis mergulhado na água que devido a interface água-ar faz com que haja um desvio da trajetória da luz refletida pela parte mergulhada do lápis, parecendo que o mesmo está angulado ou quebrado),
2. sensoriais (devido à própria constituição morfológica e funcional do nosso sistema visual. Por exemplo, quando utilizamos durante algum tempo óculos com lentes verdes e depois o retiramos vemos durante algum tempo tudo esverdeado, pois o cérebro aprendeu a corrigir a cor com que “pinta” os objetos e demora algum tempo a perceber que precisa parar de fazer esta correção)
3. cognitivas (inclui aspectos cognitivos mais elaborados que são moldados a partir de experiência individual. A percepção do cubo impossível é desenhado sobre a ambigüidade e apresentado em uma ilustração baseada no cubo de Necker. Os cantos do cubo são aparentemente feixes sólidos e é impossível racionalmente desenhar este cubo. Esta solidez ilude a interpretação dos olhos humanos a partir de uma imagem bidimensional (Figura 10).

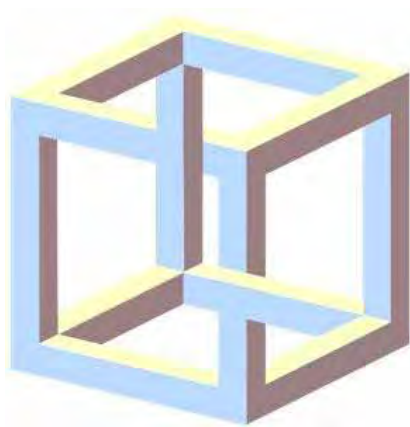


Figura 10. Cubo dos cantos impossíveis.

Gregory (1997) apresenta uma classificação mais simplificada, isto é, as ilusões como sendo físicas (englobam as ópticas e sensoriais) ou cognitivas. Mas de forma geral, o importante é o entendimento de que dependendo das características da ilusão visual que nos é apresentada e de como processamos as informações relacionadas a ela, o nosso sistema apresentará uma forma diferente de visualizá-la e agir sobre ela.

O processamento das características físicas do movimento ocorre em paralelo (isto é, duas ou mais características físicas podem ser processadas ao mesmo tempo) e envolvem diversas áreas encefálicas. Por exemplo, o processamento de forma e profundidade ocorre no córtex temporal inferior; o de cor realiza-se na área visual 4; e o de movimento no córtex temporal medial. Portanto, a atividade de dois conjuntos de neurônios sensoriais ou de dois diferentes estados neurais que competem entre si pode gerar a representação de duas categorias perceptivas diferentes e assim, perturbações externas (provindas do próprio estímulo) ou internas (geradas pelo próprio indivíduo) podem fazer com que um percepto se sobreponha sobre outro (Baldo & Haddad, 2003).

As ilusões, portanto, não são distúrbios da percepção, apesar de que quando nos damos conta das discrepâncias nas imagens observadas surpreendemo-nos, como se o nosso sistema sensorial tivesse sido enganado. Na verdade, a ilusão é o resultado da fisiologia mais essencial de nosso sistema; compreendê-las exige desvendar os processos sensoriais e perceptivos (Baldo & Haddad, 2003).

A possível dissociação entre circuitos neurais destinados à percepção e à ação pode ser investigada por meio de movimentos emitidos por indivíduos diante de uma ilusão. Por

exemplo, será que ao agarrar objetos que aparentemente pareciam ter tamanhos diferentes, os movimentos das mãos (de garra) seriam similares? Isto é, será que existe uma dissociação entre o percepto gerado (que apresenta uma ilusão relacionada ao tamanho, por exemplo, uma caixa que parece menor que a outra, mas que na verdade é do mesmo tamanho) e a ação emitida (será que para caixas de tamanhos aparentemente diferentes, o movimento das mãos seria feito diferente), ou essa ação é imune à ilusão visual?

Capítulo 3

Ilusão visual e ação motora

O efeito de uma ilusão visual sobre a percepção e a ação motora são temas investigados atualmente e que ainda não apresentam um consenso na literatura. O fato em discussão é se uma ilusão visual provoca efeitos diferentes sobre a percepção e sobre a ação motora, ou se estes efeitos são similares em ambas as condições (percepção versus ação). Na verdade, de acordo com linhas teóricas tradicionais, a via visual ventral é responsável pela percepção visual do mundo à nossa volta. Já a via visual dorsal proporciona informações para a ação motora. Atualmente, novas abordagens teóricas tentam explicar esses mecanismos de percepção e ação não com a prioridade de um caminho neural sobre outro, e sim pela interconexão das duas vias para a percepção e também ação (Kelly, 1991; Franz, 2001).

Um aspecto importante relacionado à percepção e ação frente a ilusões visuais são as coordenadas aloclônicas e egocêntricas. Segundo Aglioti, Desouza e Goodale (1995), a percepção visual parece utilizar um sistema de coordenadas baseado no ambiente, no qual a mudança de posição dos objetos é percebida em relação a um ambiente estável ou constante (alocêntrica); já os sistemas que controlam as ações não contam com estas constâncias e computam a localização dos objetos com referência ao indivíduo que está direcionado ao objeto (egocêntrica).

Dentro desta linha de pensamento, o estudo de ações manuais busca o entendimento dos efeitos da ilusão visual sobre a percepção e a ação. Aglioti et al (1995), testando com 14 indivíduos adultos destros, utilizaram os círculos de Titchener ou Ebbinghaus (composto por um círculo alvo ao meio rodeado por pequenos círculos—em que os sujeitos relatam ser

maior do que o outro círculo alvo ao meio—do mesmo tamanho do anterior, só que rodeado por grandes círculos). O objetivo era verificar se a percepção e a ação motora poderiam ser afetadas por esta ilusão. Os participantes trataram os círculos de tamanhos fisicamente diferentes como equivalentes, e os discos que eram fisicamente iguais, foram julgados perceptualmente diferentes. Ainda, os indivíduos levaram muito mais tempo para iniciar os movimentos nas tentativas que julgaram os dois círculos iguais. Já em relação à ação do agarre, a ilusão afetou muito pouco este comportamento, ou seja, mesmo nas condições em que os sujeitos percebiam os círculos como sendo do mesmo tamanho, eles abriam mais a mão para os círculos maiores em comparação com os círculos menores. O efeito da ilusão para o agarre foi muito menor e mais variável que o efeito da ilusão para os julgamentos perceptuais de tamanho. Se os sujeitos ajustassem o agarre com base em informações providas do mesmo local no qual realizaram julgamentos perceptuais, esperava-se algum enfraquecimento da ilusão no decorrer do experimento, fato que não foi observado. De forma geral, o que nós pensamos que vemos pode nem sempre ser o que guia nossas ações.

Franz (2001) faz uma crítica à visão de que existem dois caminhos para o processamento da ilusão visual. A partir de uma revisão de estudos sobre tarefas manuais e ilusão ele afirma que as evidências atuais sugerem que os efeitos da ilusão sobre o agarre demonstram serem similares aos efeitos da ilusão sobre a percepção.

Van Doorn, Van Der Kamp e Savelsbergh (2007) utilizaram a ilusão Muller-Lyer (ilusão composta por duas flechas, com suas extremidades voltadas para fora – flecha percebida como mais longa – ou para dentro – flecha percebida como mais curta) a fim de verificar se esta ilusão influencia a abertura das mãos para preensão manual e se esta influência diminuiria conforme a progressão do movimento ocorresse. Participaram do estudo 10 adultos destros que deveriam: fazer um julgamento verbal do tamanho dos estímulos em relação a um estímulo de referência; fazer uma estimativa manual do tamanho do estímulo; fazer uma estimativa verbal do modo de ação, isto é, se seria possível utilizar somente uma ou as duas mãos para agarrar o estímulo; e realizar o ato de agarre do estímulo. A ilusão indicou que a seleção do tipo de preensão envolve informação aloétrica. A ilusão visual provocou efeitos similares tanto na estimativa verbal quanto durante a ação do agarre. Ainda, a ilusão visual provocou os mesmos efeitos na condição de estimativa de tamanho e julgamento verbal de tamanho. Estes achados indicam que quando

nosso sistema tem que escolher um determinado tipo de agarre, a informação aloccêntrica tem uma influência semelhante, não importando se o indivíduo tem a intenção de realmente agarrar o objeto. Entretanto, a ilusão visual foi significativamente maior na estimativa manual de tamanho do que no agarre. Na estimativa manual de tamanho, o efeito da ilusão foi muito menor que na primeira metade do agarre. A ilusão desapareceu conforme as mãos se aproximaram do objeto. Estes resultados demonstram que na condição estudada o efeito do comportamento foi dinâmico, o que é inconsistente com estudos prévios, que mostraram efeito da ilusão durante todo o tempo do movimento. Ou seja, a magnitude da ilusão diminui conforme a progressão do movimento ocorre e depende das circunstâncias nas quais o mesmo é realizado.

Keetch, Glazebrook, Lyons, Lam, Weeks e Elliott (2006) utilizaram a ilusão Muller-Lyer a fim de compreender a associação desta ilusão visual tanto com a estimativa de comprimento como também o direcionamento manual. De acordo com os autores, para julgamentos cognitivos sobre a percepção de comprimento, ambas as extremidades da figura são importantes. Já para movimentos de direcionamento manual, somente a extremidade alvo da figura é importante. Os autores esperavam encontrar uma tendência perceptual envolvida no ajuste incorreto na extensão da figura, enquanto uma tendência motora envolvida com um erro no movimento de especificação de um ponto final da figura. Participaram deste estudo 12 adultos jovens que realizaram uma tarefa de percepção, na qual os participantes tinham que realizar uma decisão forçada sobre se uma linha de comparação era mais longa ou mais curta que a figura mostrada previamente; e na tarefa motora, os participantes tinham que posicionar a ponta de uma haste na posição em que eles acreditavam ser o vértice direito da figura mostrada previamente. Esta tarefa foi realizada com oclusão da visão a partir do momento em que os participantes levantavam a haste. Os resultados mostraram que as representações espaciais utilizadas para o julgamento cognitivo e para o controle dos movimentos normalmente dependem não somente da demanda da tarefa, mas também da informação visual específica que estiver disponível. Mas de maneira geral, quando se deparam tanto com uma decisão perceptual ou com uma possível ação, os participantes codificam o espaço de tal maneira que se torna mais compatível com a ação motora.

Outro paradigma utilizado para verificar a importância do sistema visual para o controle postural é o da sala móvel. De acordo com Lee e Lishman (1975), a manipulação da informação visual através de uma sala suspensa, conhecida como sala móvel (sala composta por teto, paredes laterais e um fundo que se movia para frente e para trás) de forma contínua e/ou discreta, promove perturbação nos sistemas sensoriais e com isto permite avaliar se o sistema de controle postural se adapta à informação provinda da sala, através do aumento da oscilação corporal durante a tarefa.

Seguindo este paradigma e com o objetivo de investigar o acoplamento entre informação visual e oscilação postural em idosos, Prioli, Freitas Junior e Barela (2005) investigaram 48 sujeitos divididos em três grupos: idosos ativos, idosos sedentários e adultos jovens. A tarefa que os sujeitos realizaram consistia em permanecer na postura ereta sobre uma plataforma de força e dentro de uma sala móvel, constituída de três paredes e um teto. A sala foi manipulada de duas formas: contínua - oscilava a uma frequência de 0,2 Hz, com deslocamento de 1,1 cm e velocidade de pico de 0,69 cm/s, e discreta - com movimento da sala para frente e para trás durante 2 s, deslocamento de 2,6 cm e velocidade média de 1,3 cm/s. Os resultados mostraram que a manipulação visual nas duas condições induziu ao aumento da oscilação corporal nos três grupos estudados. Os idosos ativos e sedentários apresentaram um acoplamento maior entre informação visual e oscilação corporal em comparação ao grupo de adultos jovens na condição contínua, indicando que a manipulação visual induziu maior oscilação corporal e com isto, demonstrando que o controle postural dos idosos foi menos estável. Outro resultado importante do estudo é que na condição discreta o controle postural de idosos foi ainda mais perturbado, tendo em vista que nesta situação o sistema de controle postural precisava inicialmente discriminar a informação conflitante (entre os sistemas sensoriais), para depois alterar o seu funcionamento e diminuir as influências da informação visual errônea. Nesta condição, o grupo de idosos sedentários apresentou maior dificuldade em solucionar o conflito sensorial existente. As diferenças de desempenhos entre os grupos ativos e sedentários ilustram a importância da prática de atividades físicas. Estar fisicamente ativo, segundo estes autores, permite minimizar os declínios posturais associados ao envelhecimento.

Ao invés de utilizar uma sala móvel, Oie, Kiemel e Jeka (2002) realizaram um experimento em que os sujeitos permaneciam sobre uma plataforma de força, na posição

tandem modificada, a 40 cm do estímulo visual apresentado. O estímulo visual consistia em um padrão de pontos que se moviam randomicamente a 0,20 Hz e que eram apresentados em uma tela. Uma superfície de contato, também em movimento a 0,28 Hz foi utilizada a fim de que os sujeitos colocassem o dedo indicador (imprimindo força de até 1N). As tentativas de teste incluíram 5 condições em que eram manipulados tanto a amplitude do toque, como a amplitude visual. Em duas condições a amplitude do toque era maior que a amplitude visual, em uma condição as amplitudes do toque e visual eram iguais e em outras duas condições a amplitude visual era maior que a amplitude do toque. Os resultados mostraram que o ganho (medida da dependência da oscilação postural induzida pelo movimento do estímulo) tanto para o estímulo visual como para o de toque dependeu da amplitude do estímulo, isto é, mudanças no ganho ocorreram devido a mudanças na repesagem sensorial. Além disso, o ganho visual não foi dependente somente da amplitude do movimento visual, mas também da amplitude do movimento do toque, sugerindo que conforme o toque tornou-se um indicador de movimento menos confiável (ou seja, que se movimentava, não propiciando informações acuradas que pudessem auxiliar a minimizar a oscilação corporal), as informações visuais foram utilizadas prioritariamente em detrimento da informação do toque, que estava perturbada. De forma geral, os sujeitos responderam às mudanças dos parâmetros da informação visual tanto pela repesagem do sinal sensorial em particular como também pela repesagem de outras informações sensoriais, cujos parâmetros não se modificaram. Ou seja, se um tipo de informação não era confiável os sujeitos utilizavam a informação que naquele momento lhes proporcionava mais confiança.

Apesar do estudo acima discutido não envolver grupos de idosos, podemos inferir que durante o envelhecimento os sistemas sensoriais estão deteriorados e a todo instante torna-se necessário repesar a informação do ambiente para que o controle postural ocorra eficientemente. Entretanto, para os idosos a informação visual mesmo que pobremente detectada ou processada, tem influência significativa no controle postural (estes dados novamente corroboram os achados de Jamet et al, 2006). Em determinadas condições, por não fornecer pistas adequadas sobre o que realmente ocorre no ambiente, o idoso é influenciado mais facilmente por manipulações visuais, tendo em vista que o sistema sensorial não é capaz de detectar qual sinal sensorial é o mais confiável. Tanto nos estudos de Prioli et al. (2005) como no de Oie et al. (2002), o conflito das informações do ambiente

interferiu no processo de controle postural, salientando a importância do sistema visual na manutenção da postura ereta.

Segundo Freitas Junior e Barela (2005), as alterações do controle postural de idosos estão associadas a problemas de relacionamento tanto do sistema sensorial como também da ação motora, pois para ocorrer de forma efetiva necessita de um relacionamento coerente e estável entre a informação sensorial e a ação motora. Este relacionamento parece estar debilitado em idosos e o resultado é a diminuição do controle postural e aumento do número de quedas em pessoas nessa faixa etária.

Neste sentido, colocamos aqui as questões de nosso estudo: Será que na presença de uma ilusão visual, o sistema de controle postural é capaz de ignorar as informações relacionadas à ilusão a fim de preservar estável a condição postural? Ou será que, tal como a ilusão da sala móvel, uma ilusão de movimento aparente provocará realmente uma alteração nos mecanismos de controle postural, fazendo com que o indivíduo se desestabilize enquanto estiver fixamente olhando para a ilusão?

Se o sistema de controle postural for capaz de ignorar a ilusão visual e manter-se estável, acreditamos que os outros sistemas sensoriais (háptico, vestibular, proprioceptivo) serão suficientes para fornecer informações aos mecanismos de controle postural que supram as necessidades da tarefa e que ao mesmo tempo se sobreponham àquela informação visual deturpada, que não representa fielmente a realidade (e por isso, descartando a informação visual errônea). No entanto, se a ilusão visual provocar alteração no sistema de controle postural, o sistema visual poderá ser considerado preponderante no controle postural, tendo em vista que sobressai sobre os demais. Esperamos, através deste estudo, responder a estas questões e com isso compreender um pouco mais sobre o funcionamento do sistema de controle postural.

Relacionando os dados de estudos prévios com o nosso estudo, poderíamos supor que, para o grupo de idosos que serão estudados aqui o controle postural estaria mais degradado na condição da ilusão visual em comparação ao grupo de adultos, pois como os idosos apresentam maior dependência na informação visual, quando a mesma estivesse perturbada (ilusão visual) o controle postural também o estaria. E é também baseado neste pressuposto que a ilusão visual será testada em nosso estudo.

Podemos observar que o tema controle postural ainda clama por investigações que criem novas formas de manipular a informação visual a fim de entendermos mais profundamente o que acontece com o controle postural de idosos. Um dado concreto e encontrado nos estudos acima mencionados é que frente a perturbações sensoriais ocorre aumento da oscilação corporal. Entretanto, o modo de controle da postura em contextos diferentes é uma questão ainda não totalmente respondida.

Questões teóricas do estudo

Na presença de uma ilusão visual, poderá o sistema háptico ser a fonte de informação importante (talvez predominante) e, como consequência, permitir ao sistema perceptual desprezar informações inconsistentes (ilusórias) a fim de garantir estabilidade ao sistema de controle postural? O sistema âncora é uma ferramenta efetiva para amenizar a oscilação postural de idosos que fixam o olhar sobre uma ilusão visual? Há alguma diferença no controle postural entre idosos e adultos jovens, perante uma ilusão visual e quando utilizam o sistema âncora?

Justificativa do estudo

Tendo em vista o melhor entendimento do funcionamento do controle postural em idosos e a influência do sistema háptico para este tipo de controle, a justificativa deste estudo fundamenta-se na verificação da utilidade do paradigma “âncora” para melhora do controle postural de idosos perante uma perturbação provinda de uma ilusão visual. A compreensão do funcionamento de sistemas perceptivos (háptico e visual), sua influência sobre o controle postural e a possibilidade de utilização de uma ferramenta alternativa que amenize quedas durante a velhice são o foco deste estudo.

Objetivos do estudo

O principal objetivo deste estudo é verificar se a ilusão de movimento aparente desestabiliza o sistema postural, e, segundo, se o sistema âncora é uma ferramenta efetiva

para retomar a estabilização da postura de indivíduos idosos. Os objetivos específicos do estudo são: investigar se a ilusão visual compromete a estabilidade postural de idosos, e se há diferenças no desempenho entre idosos e adultos jovens sob a restrição da ilusão visual e durante a manipulação do sistema âncora.

Método

Participantes

A amostra do estudo 2 foi idêntica à amostra do estudo 1.

Instrumentos e materiais

- Uma plataforma de força (AMTI, Advanced Mechanical Technology, Inc.);
- Uma armação de óculos com 3 cm de largura que induziu o participante a fixar o olhar somente na figura central exibida nas condições experimentais;
- Uma tela branca (1,20 m x 0,90 m) com um círculo de cor laranja (10cm de diâmetro) fixado ao centro e na linha dos olhos dos sujeitos foi usada para a condição com visão. O participante fixou o olhar neste alvo;
- Uma tela (1,20 m x 0,90 m) contendo a figura de perturbação visual. Esta tela possui ao fundo duas lâmpadas fluorescentes que permanecerão ligadas durante toda a tentativa;
- Sistema de âncoras com um par de cargas de 125 g cada. Cada âncora era composta de um cabo fino de nylon preso a um saquinho de pano contendo pelotas de chumbo.

Tarefa âncora

A tarefa âncora consistiu na permanência do participante descalço na posição semi-tandem (região medial da ponta do dedo de um pé encostado na região medial do calcanhar do outro pé) simultaneamente ao uso de um sistema de âncoras, com o olhar fixo na figura

de ilusão visual (“rotsnake”). O sistema de âncoras incluiu dois cabos flexíveis com duas cargas de 125 g atados a cada extremidade que ficou em contato com o solo. A altura destas cargas foi regulada de acordo com a altura do participante. A regulagem foi feita pelo próprio participante de modo a manter a postura confortável, além de garantir que os cabos permanecessem sempre esticados um pouco à frente do indivíduo (Figura 10).

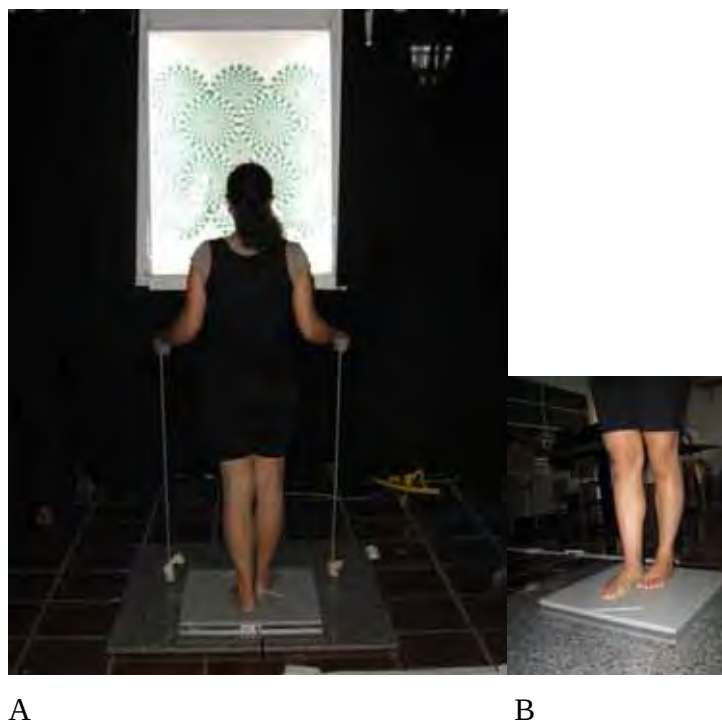


Figura 11. Esquema da tarefa utilizando o sistema âncora na posição semi-tandem (A). Posição semi-tandem (B).

Condições da tarefa

Todos os participantes realizaram as tarefas de controle postural com e sem a utilização do sistema âncora (com exceção da tarefa 1, que foi realizada somente na condição sem âncora). Na condição com âncora, os participantes utilizaram o sistema âncora com cargas de 125g mantidas sobre o solo e posicionadas lateral e um pouco à frente do corpo fora da plataforma de força. A duração da tarefa foi de 40s para cada condição e tentativa, mas somente 30s foram utilizados para as análises. Foram retirados os 5s iniciais e finais de cada tentativa, pois a sincronização entre os dados da plataforma de

força e da filmadora foi realizada através de um método que poderia interferir nos 3s iniciais e finais, portanto excluímos 2s a mais (no início e no final da tentativa) como margem de segurança. As seguintes condições experimentais foram utilizadas sempre com o participante posicionado sobre a plataforma de força:

1. Permanência em pé com os pés afastados na largura dos ombros, com o olhar fixo um círculo laranja ao seu centro de uma tela branca posicionada a 1,20 m de distância (vn);
2. Permanência em pé na posição semi-tandem, com o olhar fixo um círculo laranja ao seu centro de uma tela branca posicionada a 1,20 m de distância, sem o uso do sistema âncora (tvnsa) e com o uso do sistema âncora (tvnca);
3. Permanência em pé na posição semi-tandem, com o olhar fixo em uma tela posicionada a 1,20 m de distância do sujeito e na linha de seus olhos e que apresentava uma figura em forma de espiral, denominada “rotsnake” (Figura 9), a qual simula movimentos em direção a um ponto central da figura. O objetivo da utilização desta figura é causar perturbação tanto no sistema visual como no controle postural dos sujeitos na condição sem âncora (tfsa) e na condição com âncora (tfca). De acordo com Conway et al. (2005), a figura “rotsnake” apresenta sinais que são paradoxos, evidenciando um conflito entre o que o canal sensorial obtém e o que os sinais da figura transmitem.

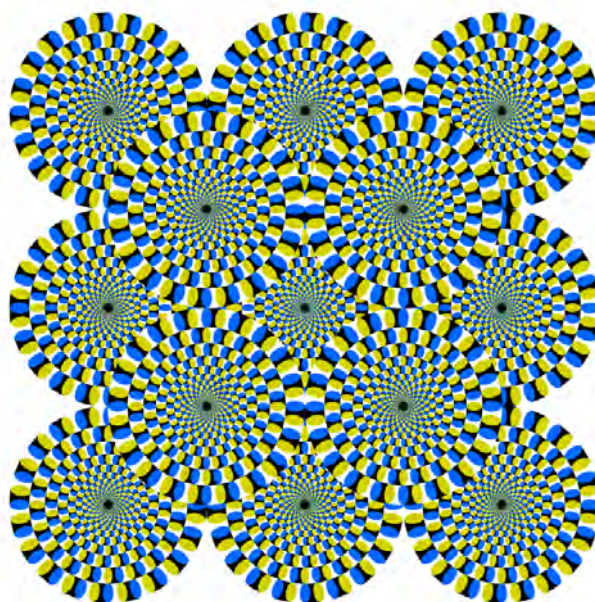


Figura 12. Figura em forma de espiral utilizada na condição de perturbação visual.

Os mesmos procedimentos de segurança, quantidade e ordenação das tentativas durante a coleta do estudo 1 foram utilizados no estudo 2.

Procedimentos

Depois que o participante respondeu ao questionário e preencheu o formulário de consentimento (Anexo II), foram realizadas medidas de peso e estatura. Após esta etapa, iniciamos as tarefas de controle postural (vn, tvnsa, tvnca, tfsa, tfca) em ordem aleatória.

Tratamento e análise dos dados

Os dados das variáveis investigadas foram analisados através de programas escritos em linguagem MATLAB (versão 5.3 – Math Works Inc.). As variáveis foram analisadas após passarem pelo processo de “janelamento” dos dados, procedimento idêntico ao estudo 1.

As mesmas variáveis dependentes investigadas no estudo 1 foram também investigadas no estudo 2.

Análise estatística

As variáveis investigadas foram analisadas através da análise de variância (Anova) 2 grupos (adultos jovens e idosos) X 2 condições da tarefa (sem âncora e com âncora) X 2 condições visuais (com visão e com ilusão visual), com medidas repetidas nos últimos dois fatores, a fim de que os dois grupos pudessem ser comparados; e Anova 2 condições da tarefa (sem âncora e com âncora) X 2 condições visuais (com visão e com ilusão visual), com medidas repetidas nos dois fatores e com correção de Bonferroni, a fim de analisar individualmente os grupos (isto é, grupo de idosos e jovens, separadamente). Os testes post-hoc foram feitos através do método de Tukey. O nível de significância foi mantido em 0,05.

Os critérios para utilização da Anova foram: amostras aleatórias e independentes (representativas da população); variável dependente com distribuição normal da população; variâncias com distribuições iguais. Todos estes critérios foram atingidos. Quando a variável dependente não apresentou distribuição normal, os dados foram transformados ou através da função de logaritmo, ou através da função de raiz quadrada.

Hipóteses do estudo

As hipóteses deste estudo se baseiam nos fundamentos do estudo 1, porém utilizando uma ilusão visual ao invés da oclusão da visão. Nossa predição é que as variáveis de dispersão, amplitude e velocidade de oscilação serão maiores nas condições de ilusão visual, demonstrando assim que o sistema visual é a fonte predominante de informações para manter o corpo estável, principalmente para o grupo de idosos. Caso contrário, valores similares nas variáveis investigadas, tanto na condição de visão normal como na condição de ilusão visual, confirmarão que informações visuais não são prioritárias na regulação da postura.

Em relação ao sistema âncora, nossa predição é que as variáveis investigadas com valores inferiores (quando o sistema âncora for utilizado) confirmam que informações hápticas dão maior estabilidade ao sistema de controle postural. Caso contrário, variáveis com valores similares (tanto na presença como na ausência do sistema âncora) confirmarão

que as informações hápticas são irrelevantes ao sistema de controle postural de idosos e de jovens.

Resultados

Dispersão da oscilação médio-lateral (rms_ml)

Na Figura 13 apresentamos o resumo dos valores médios e do desvio padrão da variável rms_ml. Como podemos observar, o sistema âncora apresentou efeito somente para o grupo de idosos nas duas condições visuais. Para as duas condições visuais o grupo de idosos apresentou maiores valores na variável rms_ml em comparação ao grupo de adultos jovens.

Os resultados da Anova Three-way (2 grupos x 2 condições de tarefa x 2 condições visuais) para a variável rms_ml indicaram efeito significativo somente para o fator grupo ($F_{1,28} = 55,033$, $p < 0,001$). A média da rms_ml foi significativamente maior para o grupo de idosos em comparação ao grupo de adultos jovens (Figura 13).

A Anova Two-way (2 condições de tarefa x 2 condições visuais) realizada separadamente por grupos, não indicou qualquer efeito significativo para os fatores estudados na variável rms_ml para o grupo de adultos jovens.

Para o grupo de idosos, os resultados da Anova Two-way (2 condições de tarefa x 2 condições visuais) para a variável rms_ml indicaram efeito significativo somente para o fator condição da tarefa ($F_{1,14} = 5,241$, $p < 0,05$). A rms_ml foi significativamente maior para as condições em que os idosos não utilizaram o sistema âncora em comparação com as condições em que os participantes utilizaram o sistema âncora nas duas condições visuais (Figura 13).

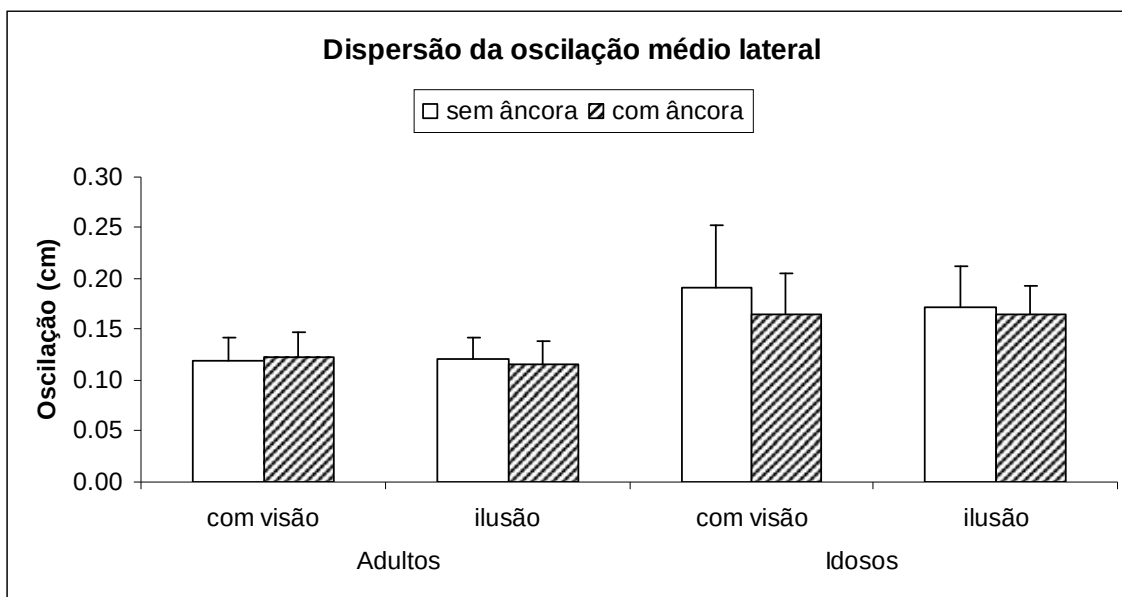


Figura 13. Dispersão da oscilação corporal na direção médio-lateral nas condições com visão normal e de ilusão visual, utilizando ou não o sistema âncora para o grupo de adultos jovens e idosos.

Dispersão da oscilação antero-posterior (rms_ap)

De acordo com a Figura 14, os resultados mostram que o grupo de idosos apresentou maiores valores da rms_ap nas duas condições visuais investigadas em comparação ao grupo de adultos jovens.

A Anova Three-way (2 grupos x 2 condições de tarefa x 2 condições visuais) revelou que os resultados da rms_ap apresentaram efeito significativo somente para o fator grupo ($F_{1,28} = 6,856$, $p < 0,05$). A média da rms_ap foi significativamente maior para o grupo de idosos em comparação ao grupo de adultos jovens (Figura 14).

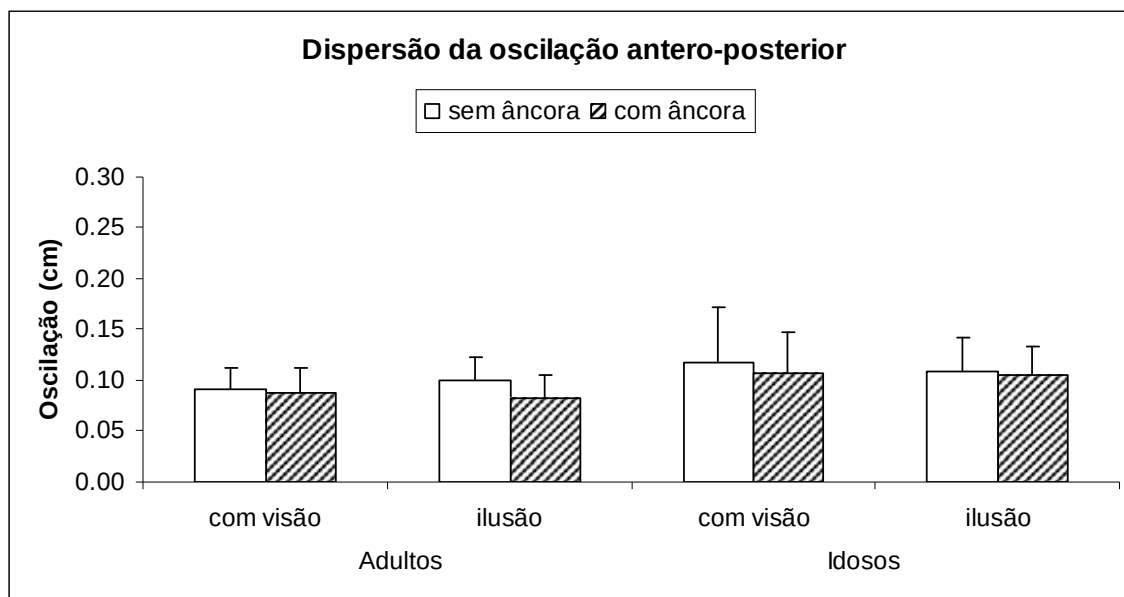


Figura 14. Dispersão da oscilação corporal na direção antero-posterior nas condições com visão normal e de ilusão visual, utilizando ou não o sistema âncora para o grupo de adultos jovens e idosos.

Os resultados da Anova Two-way (2 condições de tarefa x 2 condições visuais) da variável *rms_ap* não indicaram efeito significativo para os fatores estudados individualmente, isto é, para o grupo de adultos jovens e para o grupo de idosos.

Amplitude de oscilação médio-lateral (amp_ml)

Os resultados da *amp_ml* apresentados na Figura 15 revelam que o grupo de idosos se beneficiou do uso do sistema âncora, já que nestas condições a *amp_ml* foi menor. Entretanto, com a utilização ou não do sistema âncora, o grupo de idosos apresentou nas duas condições visuais estudadas valores da *amp_ml* superiores ao do grupo de adultos jovens.

Para a variável *amp_ml*, a Anova Three-way (2 grupos x 2 condições de tarefa x 2 condições visuais) calculada indicou efeito significativo para o fator grupo ($F_{1,28} = 42,839$, $p < 0,001$); para o fator condição da tarefa ($F_{1,28} = 16,051$, $p < 0,001$); e para a interação grupo, condição da tarefa e condição visual ($F_{1,28} = 6,901$, $p < 0,05$). A diferença entre os grupos para a variável *amp_ml* foi maior na condição visão normal sem âncora, mas em

todas as condições experimentais investigadas, a amp_ml foi significativamente maior para o grupo de idosos em comparação ao grupo de adultos jovens: visão normal sem âncora ($Q_{24,28} = 14,864$, $p < 0,05$), ilusão visual sem âncora - ($Q_{24,28} = 10,348$, $p < 0,05$), visão normal com âncora ($Q_{24,28} = 8,642$, $p < 0,05$), ilusão visual com âncora ($Q_{24,28} = 11,557$, $p < 0,05$) (Figura 15). Nossos resultados indicam diferenças particulares entre os grupos: enquanto que para o grupo de idosos, os valores da amp_ml variaram em torno de 0.35 cm a 0.42 cm, para o grupo de adultos jovens esta variação ocorreu entre 0.25 cm e 0.28 cm. Ou seja, a amplitude de oscilação do grupo de idosos estava em um nível mais elevado de perturbação que o grupo de adultos jovens, como foi demonstrado na análise estatística. Entretanto, um aspecto interessante ao grupo idoso foi que a ilusão reduziu discretamente (não significativamente) a amplitude de instabilidade, comparada com a situação de visão normal, especialmente quando o sistema âncora foi utilizado. Para o grupo de idosos, o uso do sistema âncora foi efetivo em diminuir a amp_ml. E, para o grupo de adultos jovens, mesmo não apresentando significância, o sistema âncora diminuiu a amp_ml na condição em que a ilusão visual foi apresentada. Talvez se este grupo tivesse apresentado maiores valores da amp_ml na condição de ilusão visual sem âncora, o efeito do uso do sistema âncora (como ocorreu para o grupo de idosos), tivesse sido maior e fosse significativo.

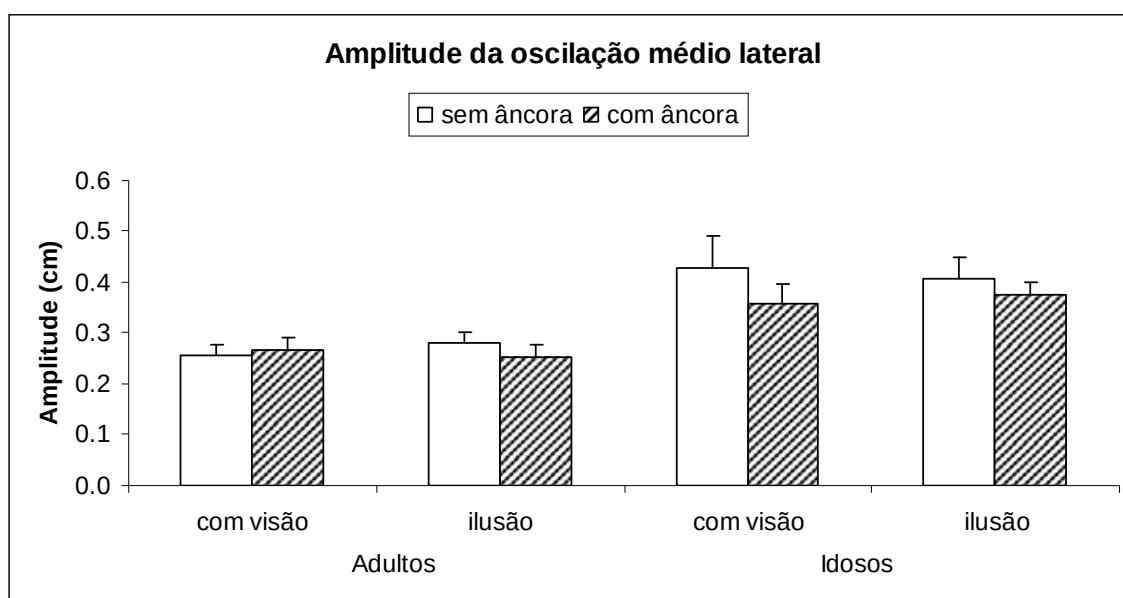


Figura 15. Amplitude da oscilação corporal na direção médio-lateral nas condições com visão normal e de ilusão visual, utilizando ou não o sistema âncora para o grupo de adultos jovens e idosos.

A Anova Two-way (2 condições de tarefa x 2 condições visuais) calculada para o grupo de adultos para a variável *amp_ml* não indicou efeito significativo para os fatores estudados. Entretanto, para o grupo de idosos, os resultados da Anova Two-way (2 condições de tarefa x 2 condições visuais) da *amp_ml* indicaram efeito significativo para o fator condição da tarefa ($F_{1,14} = 13,822$, $p < 0,005$). Tanto na condição de visão normal, como de ilusão visual, a *amp_ml* foi significativamente menor para as condições em que os idosos utilizaram o sistema âncora (Figura 15).

Amplitude de oscilação antero-posterior (amp_ap)

Os valores médios e de desvio padrão mostrados na Figura 16 revelam que o grupo de idosos, quando utilizou o sistema âncora apresentou valores da *amp_ap* menores principalmente na condição de visão normal, mas também na condição de ilusão visual. Além disto, o grupo de idosos apresentou maior *amp_ap* que o grupo de adultos jovens.

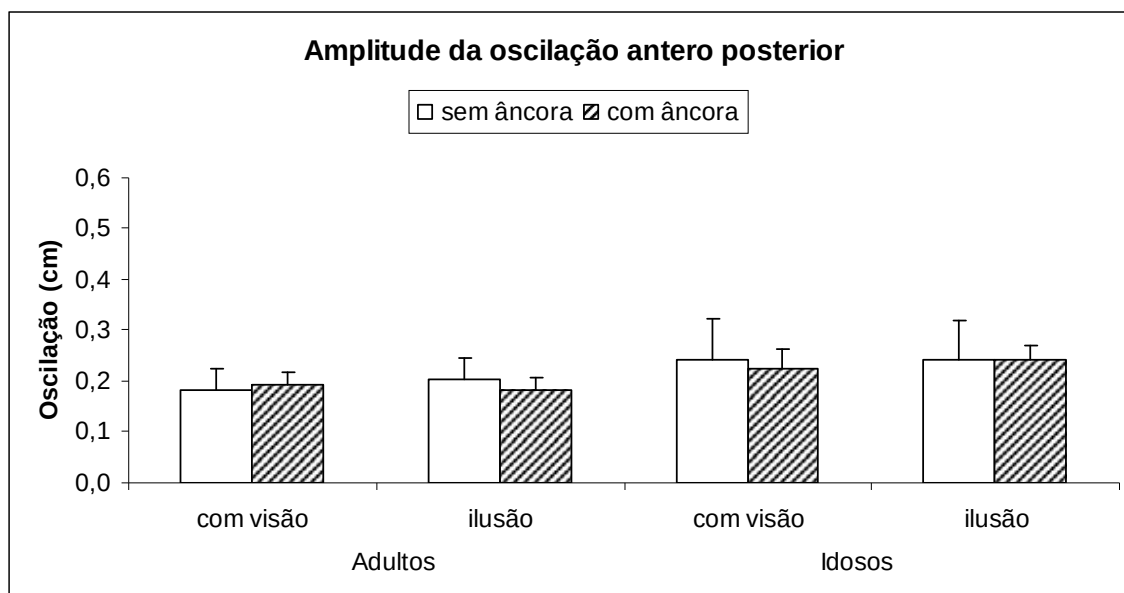


Figura 16. Amplitude da oscilação corporal na direção antero-posterior nas condições com visão normal e de ilusão visual, utilizando ou não o sistema âncora para o grupo de adultos jovens e idosos.

A Anova Three-way (2 grupos x 2 condições de tarefa x 2 condições visuais) revelou efeito significativo da amp_ap para o fator grupo ($F_{1,28} = 5,498$, $p < 0,05$) e para a interação grupo, condição da tarefa e condição visual ($F_{1,28} = 4,819$, $p < 0,05$). O grupo de idosos apresentou amp_ap significativamente maior que o grupo de adultos jovens nas condições visão normal sem âncora ($Q_{24,28} = 6,476$, $p < 0,05$) e na condição ilusão visual com âncora ($Q_{24,28} = 7,748$, $p < 0,05$). O efeito do uso do sistema âncora, apesar de não significativo, foi maior na condição de ilusão visual para o grupo de adultos jovens e foi maior na condição em que a visão não foi manipulada para o grupo de idosos (Figura 16).

Os resultados da Anova Two-way (2 condições de tarefa x 2 condições visuais) não revelaram efeitos significativos para a amp_ap para os dois grupos etários.

Velocidade de oscilação médio-lateral (vel_ml)

De acordo com os resultados apresentados na Figura 17, somente o grupo de idosos foi beneficiado pelo uso do sistema âncora, através da diminuição dos valores da vel_ml em ambas as condições visuais (visão normal e ilusão visual). Os idosos apresentaram, mesmo com a utilização do sistema âncora, valores da vel_ml superiores em comparação ao grupo de adultos jovens.

Na Anova Three-way (2 grupos x 2 condições de tarefa x 2 condições visuais) a vel_ml revelou efeito significativo para o fator grupo ($F_{1,28} = 24,579$, $p < 0,001$), para o fator condição da tarefa ($F_{1,28} = 14,514$, $p < 0,005$), e para a interação grupo e condição da tarefa ($F_{1,28} = 4,609$, $p < 0,05$) e para a interação grupo, condição da tarefa e condição visual ($F_{1,28} = 4,866$, $p < 0,05$). Em todas as condições experimentais investigadas, o grupo de idosos apresentou maior vel_ml que o grupo de adultos jovens: visão normal sem âncora ($Q_{24,28} = 16,220$, $p < 0,05$), ilusão visual sem âncora ($Q_{24,28} = 11,298$, $p < 0,05$), visão normal com âncora ($Q_{24,28} = 9,651$, $p < 0,05$), ilusão visual com âncora ($Q_{24,28} = 10,968$, $p < 0,05$). Entretanto, somente para o grupo de idosos houve diferença significativa entre a condição da tarefa. A presença da informação visual aumentou as possibilidades de uso do sistema âncora, pois nesta condição a vel_ml foi significativamente menor do que na condição sem âncora ($Q_{24,28} = 6,079$, $p < 0,05$). A presença da informação visual,

adicionada à informação háptica, mostra através desta variável, ser uma combinação ótima para que o grupo de idosos estabilize a postura (Figura 17).

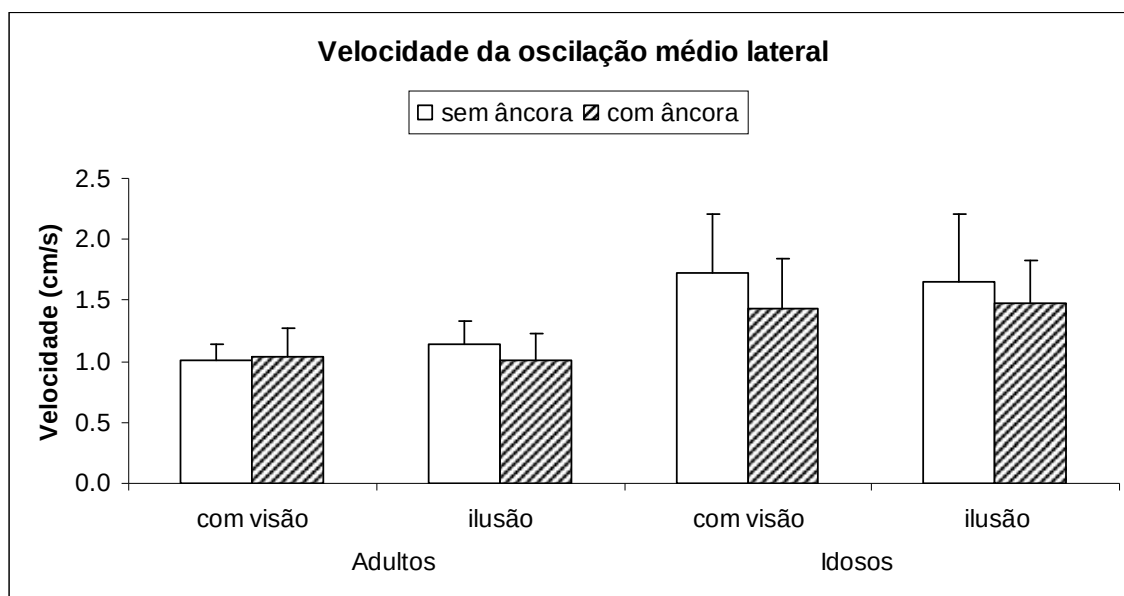


Figura 17. Velocidade da oscilação corporal na direção médio-lateral nas condições com visão normal e de ilusão visual, utilizando ou não o sistema âncora para o grupo de adultos jovens e idosos.

Para o grupo de adultos jovens, a vel_ml não indicou efeito significativo para os fatores estudados. Já os resultados do grupo de idosos na Anova Two-way (2 condições de tarefa x 2 condições visuais) para a variável vel_ml indicaram efeito significativo para o fator condição da tarefa ($F_{1,14} = 12,540$, $p < 0,005$). A média vel_ml foi maior nas condições em que o sistema âncora não foi utilizado em comparação com as condições em que o sistema âncora foi utilizado, tanto com visão normal como com a ilusão visual (Figura 17).

Velocidade de oscilação antero-posterior (vel_ap)

Os resultados da vel_ap entre os dois grupos etários, realizado através da Anova Three-way (2 grupos x 2 condições de tarefa x 2 condições visuais) não indicaram efeito significativo para nenhum dos fatores analisados.

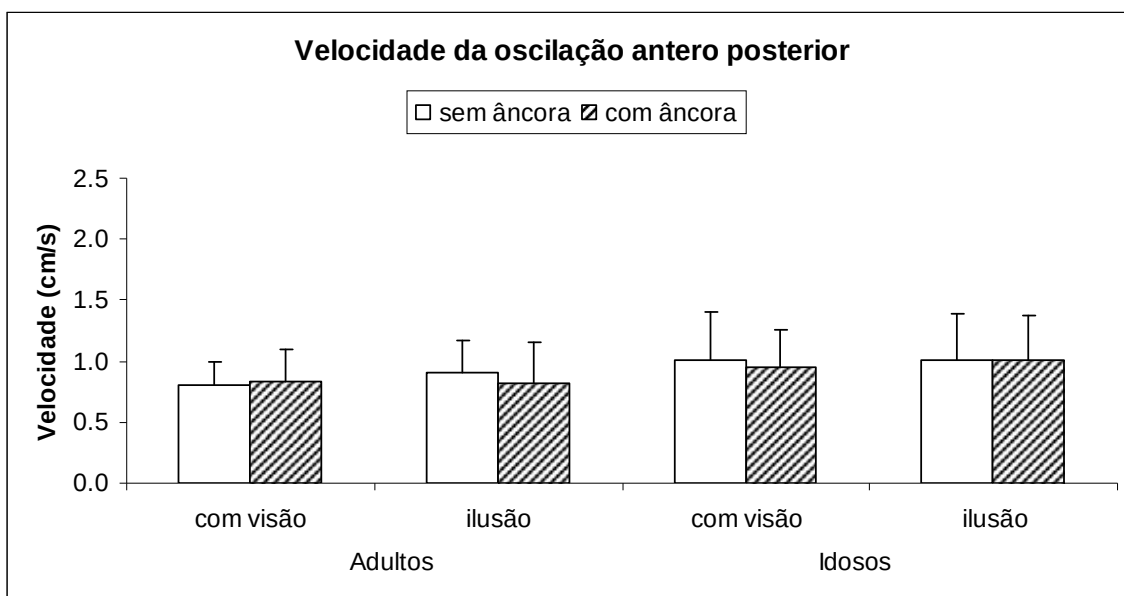


Figura 18. Velocidade da oscilação corporal na direção antero-posterior nas condições com visão normal e de ilusão visual, utilizando ou não o sistema âncora para o grupo de adultos jovens e idosos.

Entretanto, na análise realizada separadamente por grupo, os resultados da *vel_ap* para o grupo de adultos jovens indicaram efeito significativo para o fator condição da tarefa ($F_{1,14} = 5,157$, $p < 0,05$). Nas duas condições visuais, quando o sistema âncora foi utilizado a *vel_ap* foi menor em comparação com a condição em que o âncora não foi utilizado (Figura 18).

Para o grupo de idosos, os resultados da variável *vel_ap* não indicaram efeito significativo para os fatores estudados (condição da tarefa e visual).

Discussão dos resultados do estudo 2

O objetivo do estudo 2 foi investigar a influência da informação háptica (disponibilizada através do sistema âncora) sobre a oscilação corporal em idosos e adultos jovens frente à perturbação da estabilidade (diminuição da base de suporte) e da manipulação da informação visual (com a utilização de uma ilusão visual). Nossa predição era que frente à uma ilusão visual, o sistema de controle postural seria mais perturbado, principalmente para o grupo de idosos. Inferimos também que o grupo de idosos aproveitaria as informações provindas do sistema âncora, pois sendo o grupo que estaria mais perturbado frente à ilusão visual, esta ferramenta poderia minimizar os efeitos das perturbações impostas, diminuindo a interferência da ilusão visual sobre o controle postural. Os resultados obtidos em nosso estudo mostraram que o uso da ilusão visual não perturbou o sistema de controle postural. Entretanto, a informação háptica foi utilizada pelo sistema de controle postural tanto nas condições em que a informação visual não foi manipulada (somente para grupo de idosos, demonstrado através das variáveis dispersão, amplitude e velocidade da oscilação na direção médio-lateral), quanto nas condições de ilusão visual (para grupo de idosos, observada através das variáveis dispersão, amplitude e velocidade da oscilação na direção médio-lateral e para o grupo de adultos jovens, demonstrado através da variável velocidade da oscilação antero-posterior).

Com a melhora da variável dispersão, amplitude e velocidade da oscilação corporal com o uso do sistema âncora, nossos resultados demonstram que a variabilidade do equilíbrio, a precisão do controle postural e a atividade regulatória do equilíbrio, respectivamente, de forma conjunta foram responsáveis pela redução da oscilação corporal. Diante dos resultados encontrados para as variáveis investigadas em nosso estudo, discutiremos a seguir, mais detalhadamente nossos resultados, comparando-os com achados prévios da literatura.

Ilusão visual e controle postural

Como já mencionamos previamente, a ilusão surge da discrepância entre o objeto percebido em uma dada situação e o objeto percebido em outra situação. As ilusões não são

distúrbios da percepção, apesar de quando nos deparamos com elas, parece-nos que nosso sistema sensorial foi enganado. As ilusões são o resultado de nossos processos fisiológicos e para entendê-las é necessário compreender os processos sensoriais e perceptivos (Baldo & Haddad, 2003) e a associação com ações motoras. Para tanto, nossa proposta com este estudo foi verificar a influência de uma ilusão visual, projetada através de uma imagem, sobre o sistema de controle postural.

Todas as variáveis investigadas neste estudo (dispersão, amplitude e velocidade da oscilação na direção médio-lateral e antero-posterior), não apresentaram efeito para o fator ilusão visual. O fato de não termos encontrado resultados que mostrassem a influência da ilusão visual sobre o controle postural pode estar associado a vários fatores.

Em primeiro lugar, a ilusão “rotsnake” induz movimento aparente do tipo circular no centro e na periferia do campo visual. Estes movimentos, no entanto, não ocorrem num padrão previsível. Conforme o indivíduo movimenta os olhos para observar centralmente a imagem visual, o estímulo de rotação cessa. Esta movimentação dos olhos, buscando a rotação da imagem, é voluntária e de acordo com nossos resultados pareceu não afetar a postura. No caso da sala móvel, a direção do fluxo óptico é linear para o observador (expandindo e contraindo a imagem focal e periférica na frente e à volta do corpo do observador). Isto caracteriza uma interação dinâmica entre o movimento no fluxo (externo) e o do indivíduo (postural), portanto a interação decorre de uma percepção de natureza egocêntrica. Na ilusão “rotsnake” a direção do fluxo ótico é rotacional e em plano, e por isto a alteração do arranjo ótico parece irrelevante para a orientação do indivíduo no espaço, ou seja, qualquer alteração de fluxo aqui é exocêntrica. Além disso, o foco visual centralizado pode encerrar a ilusão de movimento que ocorre na periferia visual.

Outra consideração sobre os resultados encontrados em nosso estudo está relacionada aos fatores associados à percepção visual. De acordo com Gibson (1986), quando observamos uma cena e tiramos uma fotografia desta cena, a observação da cena é captada e se dá de maneira direta, diferentemente da forma como a vemos a partir de uma foto, na qual a percepção é mediada. A percepção direta não pode ser mediada por figuras na retina, figuras neurais ou figuras mentais; não há um processo extra de inferência ou construção (Gibson, 1986). A percepção direta é a atividade de obter informações do ambiente.

De acordo com Barela (2000), quando a informação visual está disponível, durante a manutenção na postura ereta, o cenário do ambiente projeta-se na retina do observador. Se o indivíduo se mover para frente, a imagem visual do cenário que é projetada na retina aumenta e com isto, o indivíduo irá perceber que houve movimento e consequentemente ativará funções musculares a fim de diminuir ou reverter o movimento, que é a oscilação. Em situações em que a informação visual é manipulada, por exemplo, com o uso da sala móvel, a mudança do cenário visual ao qual o indivíduo está olhando se modifica e com isto é necessário haver uma adaptação do sistema de controle postural (Barela, 2000), ajustando a postura a fim de minimizar oscilações que podem levar à queda. Segundo Barela (2000), o objetivo final do sistema de controle postural é manter um relacionamento estável entre o observador e o cenário ao seu redor.

De acordo com os pressupostos da sala móvel (Lee & Lishman, 1975), a manipulação da sala promove perturbação aos sistemas sensoriais, aumentando a oscilação corporal. Vale ressaltar que quando a sala é movimentada (para frente e para trás, mesmo de maneira discreta), os movimentos são específicos e direcionados para que os participantes realizem movimentos oscilatórios para frente e para trás. Em comparação com o estímulo visual que utilizamos, a ilusão “rotsnake,” não foi identificado efeito de coerção do movimento postural. Nosso objetivo ao utilizarmos a ilusão visual com movimento aparente era perturbar o sistema de controle postural. Entretanto, o movimento aparente gerado através da figura que causa o giro de círculos ao longo da periferia do campo visual foi irrelevante enquanto perturbação.

Outra manipulação da informação visual, realizada por Oie, Kiemel & Jeka (2002) foi com pontos movimentados randomicamente em uma tela, assim como estudos que utilizam a sala móvel, provocou aumento da oscilação corporal. Os resultados de nosso estudo contrariam os achados dos estudos de Lee e Lishman (1975) e de Oie, Kiemel e Jeka (2002). O tipo de manipulação utilizado capturou a atenção focal para o aparecimento de pontos inesperados no campo visual. Diferente do presente estudo, a atenção focal encerra a atividade do estímulo e aciona a do campo periférico. Porém a persistência do olhar fixo num ponto da cena encerra a ilusão como um todo. A comparação dos nossos resultados e os resultados do estudo acima implica em observar a natureza do estímulo visual escolhido. É possível que haja efeitos diferenciados entre os estímulos alvos que caem no centro e

na periferia do campo visual, e desta forma tenham efeitos diferentes enquanto fonte de perturbação no sistema postural.

Gibson (1986) denomina este processo, percepção direta, de obtenção de informação que envolve atividade exploratória de olhar ao redor, obter dados ao redor e olhar para coisas. De acordo com Gibson (1986) literalmente não há percepção do espaço sem a percepção de um contínuo *background* da superfície. A característica do mundo visual é dada não por objetos, mas pelo *background* dos objetos. Gibson (1986) descreve como *layout*, as relações das superfícies com o *ground* e umas com as outras, seu arranjo.

Em nosso estudo, quando o indivíduo olhava para a imagem contendo a ilusão (extraíndo informações, através da busca por movimentos circulares da imagem) e fixava o olhar para um determinado ponto da figura, a periferia se movimentava. Entretanto, se os indivíduos mantivessem o foco estável e ignorassem a periferia circundante, é possível que a ilusão se estabilizasse e consequentemente, a postura. Neste sentido, é provável que esta estabilização da ilusão tenha ocorrido para os dois grupos, na tentativa de desprezar informações confusas que pudessem perturbar o equilíbrio.

Segundo Gibson (1986), o que o ser humano percebe é o ambiente que o cerca. O observador e seu ambiente são complementários; a informação que temos de nós mesmos acompanha a informação sobre o ambiente e as duas são inseparáveis. A partir do momento que uma pessoa percebe o ambiente, ela co-percebe a si mesma. O ato de ver está diretamente relacionado ao comportamento humano, o qual é continuamente controlado pela visão. Gibson (1986) afirma que o mundo é especificado na estrutura de luz que nos alcança, mas cabe somente a nós percebê-lo.

Ambos o movimento do evento no mundo e a locomoção de alguém podem ser dados pela visão, sendo que o primeiro por uma mudança local na estrutura da perspectiva e o último por uma mudança global da estrutura da perspectiva do ambiente (Gibson, 1986). De acordo com Gibson (1986), nós olhamos os detalhes com os movimentos dos olhos, mas nós também vemos ao seu redor com movimentos da cabeça e com o corpo que se move.

Um outro argumento para os resultados que encontramos pode também estar relacionado ao tipo de ambiente exposto para os participantes a fim de que a postura fosse perturbada, ou seja, o ambiente da ilusão visual. O termo que Gibson (1986) utiliza para

descrever o ambiente com estrutura é *ambient optic array*. Isto implica um arranjo de alguma forma, isto é, um padrão, uma textura, ou uma configuração. O arranjo deve ter partes, não pode ser homogêneo ou vazio (Gibson, 1986). Um ambiente sem estrutura, de acordo com Gibson (1986) proporciona uma série de microiluminações muito pequenas para serem vistas; sem diferenças, transições ou graduações de intensidade. Não havendo estrutura ou arranjo não há informação sobre o ambiente.

Segundo Gibson (1986) o *ambient optic array* não pode ser homogêneo - deve ser heterogêneo; não pode ser indiferenciado - deve ser diferenciado; não pode ser vazio - deve ser preenchido; não pode não ter forma - deve ter uma forma. Para ser *ambient optic array* deve haver um entorno completamente ao redor de um ponto. De acordo com Gibson (1986) o ambiente restringe o que o animal pode fazer e a percepção de eventos, depende basicamente de distúrbios que ocorrem no *ambient optic array*.

O que consideramos importante ressaltar através dos resultados encontrados em nosso estudo é o fato de que o grupo de idosos foi capaz de gerenciar duas modalidades sensoriais mesmo na presença de um estado de oscilação tipicamente pior, quando comparados ao grupo de adultos jovens. Os idosos demonstraram não ignorar o movimento aparente da ilusão visual, mas não permitiram que a ilusão interferisse na tarefa de controle postural. Ao mesmo tempo, eles hapticamente utilizaram o sistema ancora com finalidade de orientação postural.

Baseado nos pressupostos de Gibson (1986), consideramos que o ambiente visual ao qual expusemos os participantes de nosso estudo tinha estrutura, já que era heterogêneo, diferenciado, preenchido e tinha uma forma. Portanto, apesar de não termos encontrado significância para as condições visuais, especialmente contradizendo nossas previsões quanto aos efeitos da ilusão visual, reforçam a importância de considerarmos a natureza qualitativa do movimento aparente como elemento de restrição ao sistema postural. A natureza do estímulo usado não impôs nenhuma interação funcional com o sistema de controle postural (diferente da natureza da ilusão no paradigma da sala móvel). As diferenças encontradas entre as condições da tarefa para o grupo de idosos demonstram que a melhora do controle postural frente a três tarefas que ocorreram simultaneamente (atender visualmente à ilusão visual, explorar as informações hápticas do sistema âncora e controlar a postura) está associada a preferências adaptativas em favor do sistema visual,

corroborando fatos apontados na literatura. Ainda, confirma a convergência da informação háptica em benefício do sistema postural, como encontrado com outros grupos testados no paradigma âncora. Discutiremos mais detalhadamente estes resultados a seguir.

Informação háptica frente a uma ilusão visual e controle postural

As fontes de informação sensorial que auxiliam a regulação da postura ereta podem ser manipuladas de diferentes maneiras. Podemos retirar um tipo de informação ou perturbá-la (que no nosso estudo, foi feita com a colocação de uma ilusão visual no campo visual dos participantes) e também com a introdução de outra fonte de informação (háptica, com o uso do sistema âncora). A partir destes procedimentos pudemos investigar como os dois grupos etários se comportariam e se seria possível que repensassem as informações que estivessem disponíveis e mais acuradas naquele momento.

De maneira geral, os resultados demonstraram que a ilusão visual não perturbou o sistema de controle postural, como havíamos predito, já que não houve diferença significativa entre as condições experimentais para as variáveis investigadas frente às condições de ilusão visual. Entretanto, a comparação das condições da tarefa mostrou diferença significativa para o grupo de idosos. Para os idosos a informação háptica foi melhor aproveitada, estabilizando a postura nas duas condições visuais apresentadas. Estes resultados foram observados a partir de todas as variáveis investigadas na direção médio-lateral, cujos valores foram significativamente menores quando o sistema âncora foi utilizado em comparação com as condições em que o sistema âncora não foi utilizado.

Nossos resultados mostraram que para o grupo de idosos, a informação visual (manipulada ou não) associada com a informação háptica, demonstrou ser uma boa combinação para a regulação da postura para esta faixa etária. Parece que este grupo, conseguiu aproveitar as duas fontes sensoriais disponíveis e com isto melhorar a estabilidade. Para o grupo de adultos jovens, mesmo sem significância, podemos observar que houve uma tendência de melhora da estabilidade postural com o uso do sistema âncora, resultados observados em todas as variáveis investigadas (tanto na direção médio-lateral, como antero-posterior), somente na presença da ilusão visual.

Nossos resultados, portanto, ampliam resultados prévios (Mauerberg-deCastro, 2004) sobre a utilidade do âncora, já que mostram que sob condições de manipulação da informação visual, com o uso de uma ilusão, para idosos, a informação háptica se torna útil na diminuição da oscilação corporal.

Conclusões do estudo 2

- O sistema de controle postural sofre influências ambientais cujas consequências resultam no aumento da instabilidade postural. Esta conclusão está pautada no fato de que o grupo de idosos apresentou maior oscilação corporal que o grupo de adultos jovens, tanto na condição em que a informação visual não foi manipulada, quanto na condição em que foi manipulada (ilusão visual).
- Há uma interdependência entre o sistema de controle postural e o sistema visual, frente a situações que perturbam a postura ereta, principalmente para pessoas idosas. Entretanto, a manipulação da informação visual com o uso de uma ilusão não foi suficiente para perturbar o controle postural dos grupos aqui estudados. Desta forma concluímos que a natureza do movimento aparente (ilusório) reside na direção e orientação do fluxo visual, bem como no comportamento de fixação visual. Este último aspecto é apenas uma especulação, pois não foi aqui testado experimentalmente.
- A informação háptica provinda de uma ferramenta não-rígida é útil ao sistema de controle postural, principalmente para o grupo de idosos. A introdução de uma fonte de informação sensorial (isto é, a háptica) proporcionou melhora ao sistema de controle postural de idosos independentemente da natureza do arranjo visual aqui investigado.

Síntese dos resultados do estudo 1 e 2 e conclusões

A utilização das informações visuais e hápticas por idosos e adultos jovens durante a manutenção da posição em pé, com diminuição da base de suporte foi investigada neste estudo. Para isto, utilizamos procedimentos de oclusão da informação visual e de manipulação da informação visual (ilusão visual) na posição semi-tandem com a utilização ou não do sistema âncora.

Os resultados do estudo 1 e do estudo 2, mostraram aspectos interessantes em relação à informação visual. No estudo 1, quando comparamos as condições de ausência e presença da informação visual, verificamos que a ausência da informação visual provocou significativamente maior instabilidade ao sistema de controle postural em comparação com as condições em que a informação visual estava presente para os dois grupos etários. Já no estudo 2, a comparação das condições em que a informação visual não foi manipulada com as condições em que foi manipulada, pelo uso de uma ilusão visual, demonstrou que a ilusão visual não foi condição suficiente para desestabilizar o sistema de controle postural.

Nos dois estudos, o grupo de idosos aproveitou a informação visual que não estava alterada e, com a adição da informação háptica, melhorou o controle postural. Na presença da ilusão visual, os idosos também utilizaram a informação háptica a fim de minimizar a oscilação corporal, da mesma maneira do que quando a informação visual estava presente. A associação da ilusão visual com a informação háptica parece ter sido útil para a regulação da postura ereta para o grupo de idosos tanto quanto a presença da visão sem restrições. Já na ausência da informação visual, os efeitos do uso do sistema âncora foram menores em comparação à condição em que a visão estava presente ou quando foi manipulada.

Nossos resultados, de maneira geral, mostraram que a influência da informação háptica foi dependente da informação visual e da idade. Para o grupo de adultos jovens, o uso do sistema âncora foi efetivo em reduzir a oscilação corporal nas condições em que a informação visual estava ausente e apresentou uma tendência (não significativa) de melhora da oscilação corporal na presença da ilusão visual. Já para o grupo de idosos, o sistema âncora reduziu a oscilação corporal tanto nas condições em que a informação visual estava presente, como nas condições em que a informação visual foi manipulada.

Podemos concluir a partir destes resultados que a ausência da informação visual deteriora o sistema de controle postural em magnitude maior que nas condições em que a informação visual esteja presente para os dois grupos estudados. Na ausência da informação visual e com a introdução da informação háptica (a partir do uso do sistema âncora), ocorre melhora da estabilidade postural principalmente para o grupo de adultos jovens. Especificamente para o grupo de idosos, quando a informação háptica associa-se à informação visual, mesmo que ilusória, há melhora da estabilidade postural. Finalmente, no que se refere à natureza do estímulo visual impondo movimento aparente, fatores ligados ao arranjo e direção do fluxo óptico determinam se há ou não efeito sobre o controle postural. Como dito anteriormente, a ilusão “rotsnake” gera fluxos rotacionais em plano que independem da dinâmica postural, portanto, não entrelaça informações relevantes para a postura.

Referências Bibliográficas

AGLIOTI, S.; DeSOUZA, J.F.X.; GOODALE, M.A. Size-contrast illusions deceive the eye but not the hand. **Current biology**, v.5, p.679-685, 1995.

ALLISON, L.K.; KIEMEL, T.; JEKA, J.J. Multisensory reweighting of vision and touch is intact in healthy and fall-prone older adults. **Experimental Brain Research**, v.175, p.342-352, 2006.

BALDO, M.V.C.; HADDAD, H. Ilusões: o olho mágico da percepção. **Revista Brasileira de Psiquiatria**, v.25, sup.2, p.6-11, 2003.

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

BAREFA, J.A.; JEKA, J.J.; CLARK, J.E. The use of somatosensory information during the acquisition of independent upright stance. **Infant Behavior and Development**, v.22, p.87-102.

BONFIM, T.R.; POLASTRI, P.F.; BARELA, J.A. Efeito do torque suave e da informação visual no controle da posição em pé de adultos. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, v.20, n.1, p.15-25, jan./mar. 2006.

BONI, R.; LUCENA, C.S.; MORAES, R.; MAUERBERG-DeCASTRO, E. Efeitos de demandas atencionais em tarefas de controle postural e o uso do sistema âncora em indivíduos com deficiência mental. **CIC**, Congresso de iniciação científica, 2007.

BROWN, L.A.; SLEIK, R.J.; POLYCH, M.A.; GAGE, W.H. Is the prioritization of postural control altered in conditions of postural threat in younger and older adults? **Journal of Gerontology: Medical Sciences**, Washington, v. 57A, n. 12, p. M785-92, 2002.

CALVE, T. Contribuição da percepção háptica durante o andar sobre a trave de equilíbrio em crianças de 5 a 7 anos de idade. **Dissertação de mestrado**. Rio Claro: Unesp, 2004.

CALVE, T.; MAUERBERG-DECASTRO, E. Contribuição da percepção háptica no controle postural de crianças. **Motriz**, v.11, n.3, p.199-204, 2005.

CARELLO, C.; SILVA, P.L.; KINSELLA-SHAW, J.M.; TURVEY, M.T. Muscle-based perception: theory, research and implications for rehabilitation. *Revista brasileira de fisioterapia*, v.12, n.5, p.339-350, 2008.

CHEN, L.-C.; METCALFE, J.S.; JEKA, J.J.; CLARK, J.E. Two steps forward and one back: learning to walk affects infants' sitting posture. **Infant Behavior & Development**, v.30, p.16-25, 2007.

CONWAY, B.R.; KITAOKA, A.; YAZDANBAKHSH, A.; PACK, C.C.; LIVINGSTONE, M.S. Neural basis for a powerful static motion illusion. *The Journal of Neuroscience*, v.25, n.23, p.5651-5656, 2005.

DUNCAN, P.W.; WEINER, D.K.; CHANDLER, J.; STUDENSKI, S. Functional reach: a new clinical measure of balance. **Journal of Gerontology: Medical Sciences**, Washington, v. 45, n. 6, p. M192-7, 1990.

ERICSSON, K.A.; KRAMPE, R.T.; TESCH-RÖMER, C. The role of deliberate practice in the acquisition of expert performance. **Psychological Review**, Princeton, v. 100, n. 3, p. 363-406, 1993.

FAHLE, M.; DAUM, I. Visual learning and memory as functions of age. **Neuropsychologia**, v.35, n.12, p.1583-1589, 1997.

FAUBERT, J. Visual perception and aging. **Canadian Journal of Experimental Psychology**, v.56, p.164-176, 2002.

FAUBERT, J.; BELLEFEUILLE, A. Aging effects on intra- and inter- attribute spatial frequency information for luminance, color, and working memory. **Vision Research**, v.42, n.3, p.369-378, 2002.

FRANK, J.S.; PATLA, A. Balance and mobility challenges in older adults: implications for preserving community mobility. **American Journal of Preventive Medicine**, v. 25, p. 157-63, 2003.

FRANZ, V.H. Action does not resist visual illusions. **Trends in cognitive sciences**, v.5, n.11, p.457-459, 2001.

FREITAS, S,M.S.F., DUARTE, M. **Métodos de análise do controle postural**, Laboratório de Biofísica, Escola de Educação Física e Esporte, Universidade de São Paulo, 2007.

FREITAS, S.M.S.F. Coordenação postural em adultos e idosos durante movimentos voluntários na postura ereta. **Tese de doutorado**, EEFUSP, 2005.

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

GHEZ, C. **Posture**. In: KANDELL, E.R.; SCHWARTZ, J.M.; JESSELL. T.M. Principles of neural science, 3a. edição. Norwalk, Appleton & Lange, p.500-511, 1991.

GIBSON, J.J. **The ecological approach to visual perception**, Lawrence Erlbaum Associates: London, 1986.

GOLDSTEIN, E.B. **Sensation and Perception**, 6^a ed., Pacific Grove: Wadsworth, 2002.

GREGORY, R.L. Knowledge in perception and illusion. **Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series B, Biological Sciences**, v.352, p.1121-1128, 1997.

HORAK, F.B., MacPHERSON, J.M. Postural orientation and equilibrium. In: ROWELL, L.B., SHEPHERD, J.T.(Eds.). *Handbook of physiology*. New York: Oxford University Press, 1996. p.295-292.

JAMET, M.; DEVITERNE, D.; GAUCHARD, G.C.; VANÇON, G.; PERRIN, P.P. Age-related part taken by attentional cognitive processes in standing postural control in dual-task context. **Gait and Posture**, p.1-6, 2006.

JEKA, J.; KIEMEL, T.; CREATH, R.; HORAK, F.; PETERKA, R. **Journal of Neurophysiology**, v.92, p.2368-2379, 2004.

JEKA, J.J.; LACKNER, J.R. Fingertip contact influences human postural control. **Experimental Brain Research**, v.100, p.495-502, 1994.

KAPOULA, Z.; LÊ, T. Effects of distance and gaze position on postural stability in young and old adults. **Experimental Brain Research**, 2006.

KELLY, J.P. **The sense of balance**. In: KANDELL, E.R.; SCHWARTZ, J.M.; JESSELL. T.M. *Principles of neural science*, 3a. edição. Norwalk, Appleton & Lange, p.500-511, 1991.

KEETCH, K.M.; GLAZEBROOK, C.M.; LYONS, J.; LAM, M.Y.; WEEKS, D.J.; ELLIOTT, D. The effect of response uncertainty on illusory biases of perception and action. *Neuroscience letters*, v.406, p.117-121, 2006.

KNOBLAUCH, K.; VITAL-DURAND, F.; BARBUR, J.L. Variation of chromatic sensitivity across the life span. **Vision Research**, v.41, p.23-36, 2001.

KOUZAKI, M.; MASANI, K. Reduced postural sway during quiet standing by light touch is due to finger tactile feedback but not mechanical support. **Experimental brain research**, v.188, p.153-158, 2008.

LEE, D.N.; LISHMAN, J. R. Visual proprioceptive control of stance. *Journal of human movement studies*, v.1, p.87-95, 1975.

LEE, M. Y.; WONG, M. K.; TANG, F. T. Clinical evaluation of a new biofeedback standing balance training device. **Journal of Medical Engineering & Technology**, London, v. 20, n. 2, p. 60-66, 1996.

LUCENA, C.S.; MAUERBERG-DeCASTRO, E., CUBA, B.W. Demandas atencionais e de exploração em tarefas de controle postural a partir do uso de um sistema âncora por indivíduos com deficiência mental. Resultados preliminares. **III Congresso de Comportamento motor**, 2006.

LUCENA, C.S.; MAUERBERG-DeCASTRO, E., CUBA, B.W.; POLANCZKY, S.D. Demandas atencionais em tarefas de ancoragem postural em indivíduos com deficiência mental, **CIC – Congresso de iniciação científica**, 2006.

MANCHESTER, D.; WOOLLACOTT, M.; ZEDERBAUER-HYLTON, N.; MARIN, O. Visual, vestibular and somatosensory contributions to balance control in the older adult. **Journal of Gerontology**, Washington, v. 44, p. M118-M127, 1989.

MARSH, A.P.; GEEL, S.E. The effect of age on the attentional demands of postural control. **Gait and Posture**, Orlando, v. 12, p. 105-113, 2000.

MAUERBERG-DeCASTRO, E. Um tutorial sobre percepção háptica no controle postural. Ilustrando um sistema experimental “âncora” e suas aplicações na reabilitação e na atividade física adaptada (em preparação).

MAUERBERG-DeCASTRO, E.; LUCENA, C.S.; BONI, R.C. Demandas atencionais e de exploração em tarefas de controle postural a partir do uso de um sistema âncora por indivíduos com deficiência mental. **Relatório técnico**, Unesp, 2007.

MAUERBERG-DeCASTRO, LUCENA, C.S., CUBA, B.W., BONI, R.C., CAMPBELL, D.F., MORAES, R. Haptic stabilization of posture in adults with intellectual disabilities using a non-rigid tool. **Submetido** em setembro de 2008.

MAUERBERG-DeCASTRO, E.; LUCENA, C.S.; CUBA, B.W.; BONI, R.C.; DASCAL, J.B.; MORAES, R. The anchor system and postural control of individuals with mental retardation. **Journal of the Brazilian Adapted Motor Activity**, v.12, n.1, p. 333-334, 2007.

MAUERBERG-DeCASTRO, E. Developing an “anchor” system to enhance postural control. **Motor Control**, v. 8, p. 339-358, 2004.

MAUERBERG-DeCASTRO, E.; CALVE, T.; VIVEIROS, F.F.; POLANSZYCK, S.D.; COZZANI, M.V. Expansão da sensibilidade háptica através de um sistema “âncora” durante o andar sob restrição visual e de equilíbrio (em preparação).

MAUERBERG-DeCASTRO, E.; CALVE, T.; VIVEIROS, F.F.; POLANSZYCK, S.D.; COZZANI, M.V. Um tutorial sobre percepção háptica no controle postural: Ilustrando um sistema “âncora” e suas aplicações na reabilitação e na atividade física adaptada. **Revista Sobama**, 8 (1), p.7-20, 2003.

METCALFE, J.S.; CLARK, J.E. Sensory information affords exploration of posture in newly walking infants and toddlers. **Infant Behavior & Development**, v.23, p.391-405, 2000.

MITTENBERG, W.; MALLOY, M.; PETRICK, J.; KNEE, K. Impaired depth perception discriminates Alzheimer's dementia from aging and major depression. **Archives of Clinical Neuropsychology**, v.9, n.1, p.71-79, 1994.

MORAES, R.; MAUERBERG-DeCASTRO. Efeito da informação háptica no controle postural de indivíduos idosos (em preparação).

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

PEREIRA, S.R.M.; BUKSMAN, S.; PERRACINI, M.; PY, L.; BARRETO, K.M.L.; LEITE, V.M.M. **Quedas em idosos**. Projeto Diretrizes, 2001.

POLANCZYK, S.D.; MAUERBERG-DeCASTRO, E. O uso do sistema âncora como uma ferramenta terapêutica sobre o controle postural do deficiente mental (em preparação).

POLANCZYK, S.D.; MAUERBERG-DeCASTRO, E. Using an anchor system as a training tool to improve postural control in individuals with mental retardation. **Journal of the Brazilian Adapted Motor Activity**, v.12, n.1, p.332-333, 2007.

POLANCZYK, S.D.; GIUSTI, B.; LUCENA, C.S.; MAUERBERG-DeCASTRO, E. Exploratory strategies while using an anchor system during an adapted physical activity (APA) training program for individuals with mental retardation. **Journal of the Brazilian Adapted Motor Activity**, v.12, n.1, p.333, 2007.

POLANCZYK, S.D.; MAUERBERG-DeCASTRO, E. Contribuição do paradigma “âncora” na melhora do controle postural em adultos com deficiência mental após um treinamento. In: IV CONGRESSO INTERNACIONAL DE EDUCAÇÃO FÍSICA E MOTRICIDADE HUMANA, Rio Claro. **Anais...** Rio Claro: MOTRIZ, 2005. p.141-2.

PRIOLI, A.C.; FREITAS JUNIOR, P.B.; BARELA, J.A. Physical activity and postural control in the elderly: coupling between visual information and body sway. **Gerontology**, v. 51, p. 145-8, 2005.

PURVES, D.; AUGUSTINE, G.J.; FITZPATRICK, D.; KATZ, L.C.; LAMANTIA, A.S.; MCNAMARA, J.O.; WILLIAMS, S.M. **Neurociências**. Porto Alegre: Artmed, 2^a.ed, p.189-274, 2005.

RABIN, E.; DiZIO, P.; LACKNER, J.R. Time course of haptic stabilization of posture. **Experimental Brain Research**, v.170, p.122-126, 2006.

RANKIN, J.K.; WOOLLACOTT, M.H.; SHUMWAY-COOK, A.; BROWN, L.A. Cognitive influence on postural stability: a neuromuscular analysis in young and older adults. **Journal of Gerontology: Medical Science**, Washington, v. 55A, p. M112-M119, 2000.

REDFERN, M.S.; MÜLLER, M.L.T.M.; JENNINGS, J.R.; FURMAN, JM. Attentional dynamics in postural control during perturbations in young and older adults. **Journal of Gerontology: Biological Sciences**, Washington, v. 57A, p. B298-B303, 2002.

RILEY, M.A.; STOFFREGEN, T.A.; GROCKI, M.J.; TURVEY, M.T. Postural stabilization for the control of touching. **Human Movement Science**, v.18, p.795-817, 1999.

SEIDLER, R.D.; STELMACH, G.E. Reduction in sensorimotor control with age. **Quest**, Champaign, v.47, p.386-94, 1995.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. Attentional demands and postural control: the effect of sensory context. **Journal of Gerontology: Medical Science**, Washington, v. 55A, p. M10-16, 2000.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M.H.; KERNS, K.A.; BALDWIN, M. The effects of two types of cognitive tasks on postural stability in older adults with and without a history of falls. **Journal of Gerontology: Medical Science**, Washington, v. 52A, p. M232-M240, 1997.

SPERANZA, F.; DANEMAN, M.; SCHNEIDER, B.A. How aging affects the reading of words in noisy backgrounds. **Psychology and Aging**, v.15, n.2, p.253-258, 2000.

SPIRDUSO, W.W. Reaction and movement time as a function of age and physical activity level. **Journal of Gerontology**, Washington, v. 30, n. 4, p. 435-40, 1975.

_____. **Physical dimensions of aging**. Champaign: Human Kinetics, 1995.

STELMACH, G.E.; TEASDALE, N.; DIFABIO, R.P.; PHILLIPS, J. Age related decline in postural control mechanisms. **International Journal on Aging and Human Development**, Westport, v. 29, p. 205-23, 1989.

TEASDALE, N.; BARD, C.; LARUE, J.; FLEURY, M. On the cognitive penetrability of posture control. **Experimental Aging Research**, Bar Harbor, v. 19, p. 1-13, 1993.

TEASDALE, N.; STELMACH, G.E.; BREUNIG, A. Postural sway characteristics of the elderly under normal and altered visual and support surface conditions. **Journal of Gerontology: Biological Science**, Washington, v. 46, p. B238-44, 1991.

TEASDALE, N.; SIMONEAU, M. Attentional demands for postural control: the effects of aging and sensory integration. **Gait and Posture**, Orlando, v. 14, p. 203-210, 2001.

ULRICH, D.A.; ULRICH, B.; ANGULO-KINZLER, R.M.; YUN, J. Treadmill training of infants with Down Syndrome: evidence-based developmental outcomes. **Pediatrics**, v. 108, n. 5, 2001.

van DOORN, H.; van der KAMP, J.; SAVELSBERGH, G.J.P. Grasping the Müller-Lyer illusion: the contributions of vision for perception and action. *Neuropsychologia*, v.45, p.1939-1947, 2007.

VIVEIROS, F.F. O uso de um sistema âncoras no controle postural. Influência da condição de deficiência. **Trabalho de conclusão de curso**, UNESP – RIO CLARO, 2005.

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**, v.23, n.8, p.974-979, 1991.

VUILLERME, N.; ISABLEU, B. e NOUGIER, V. Attentional demands associated with the use of a light fingertip touch for postural control during quiet standing. **Experimental brain research**, v.169, p.232-236, 2006.

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**, Westport, v. 23, p. 97-114, 1986.

ANEXO I – Questionário de atividades físicas modificado para idosos

Nome: fone: e-mail:

Grupo:

Classificação:

Questionário de atividades físicas para adultos

Nos últimos 12 meses:

1. Qual tem sido a sua principal ocupação?

2. No trabalho eu sento:

nunca / raramente / algumas vezes / freqüentemente / sempre

3. No trabalho eu fico em pé:

nunca / raramente / algumas vezes / freqüentemente / sempre

4. No trabalho eu ando:

nunca / raramente / algumas vezes / freqüentemente / sempre

5. No trabalho eu carrego carga pesada:

nunca / raramente / algumas vezes / freqüentemente / sempre

6. Após o trabalho eu carrego carga pesada:

nunca / raramente / algumas vezes / freqüentemente / sempre

7. No trabalho eu suo:

nunca / raramente / algumas vezes / freqüentemente / sempre

ANEXO I – Questionário de atividades físicas modificado para idosos (cont.).

8. Em comparação com outros da minha idade eu penso que meu trabalho é fisicamente:

Muito mais pesado / mais pesado / tão pesado quanto / mais leve / muito mais leve

9. Você pratica esporte ou exercício físico:

Sim / Não

Qual esporte ou exercício físico você pratica mais freqüentemente?

Quantas horas por semana?

Quantos meses por ano?

Se você faz algum esporte ou exercício físico (qual o tipo)?

Quantas horas por semana?

Quantos meses por ano?

10. Em comparação a outros da minha idade eu penso que minha atividade física durante as horas de lazer é:

Muito maior / maior / a mesma / menor / muito menor

ANEXO I – Questionário de atividades físicas modificado para idosos (cont.).

11. Durante as horas de lazer eu suo:

Muito freqüentemente / freqüentemente / algumas vezes / raramente / nunca

12. Durante as horas de lazer eu pratico esporte ou exercício físico:

Nunca / raramente / algumas vezes / freqüentemente / muito freqüentemente

13. Durante as horas de lazer eu vejo televisão:

Nunca / raramente / algumas vezes / freqüentemente / muito freqüentemente

14. Durante as horas de lazer eu ando:

Nunca / raramente / algumas vezes / freqüentemente / muito freqüentemente

15. Durante as horas de lazer eu ando de bicicleta:

Nunca / raramente / algumas vezes / freqüentemente / muito freqüentemente

16. Durante quantos minutos por dia você anda a pé ou de bicicleta indo e voltando do trabalho, escola ou compras?

< 5 / 5-15 / 16-30 / 31-45 / >45

ANEXO II - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO - (TCLE)
(Conselho Nacional de Saúde, Resolução 196/96)

Eu, Juliana Bayeux Dascal, responsável pela pesquisa intitulada “Controle postural de idosos: efeito da perturbação visual com o uso do sistema âncora”. Convido _____ a participar desta pesquisa. O objetivo desta pesquisa é verificar se o controle postural de indivíduos acima de 60 anos pode ser aprimorado com a utilização do “sistema âncora”. Ainda, observaremos em filmagens se o controle postural se comporta da mesma forma com e sem a utilização do sistema âncora. A justificativa é investigar a possibilidade de minimizar deteriorações relacionadas ao controle postural e pessoas acima de 60 anos e como consequência diminuir a incidência de quedas e outros efeitos negativos relacionados ao controle postural que possam acometer idosos. Os procedimentos consistem em uma visita ao Laboratório da Ação e Percepção da UNESP, onde o indivíduo realizará um dos experimentos previamente sorteado. Um dos experimentos, o participante permanecerá sobre uma trave de equilíbrio com os olhos vendados durante 30 segundos, com e sem a utilização do sistema âncora. O outro experimento, o participante permanecerá sobre a mesma trave de equilíbrio com os olhos abertos, olhando fixamente para uma tela à sua frente, durante 30 segundos, com e sem a utilização do sistema âncora. Durante o experimento, o participante será monitorado com câmeras de filmagem. Para tanto, o(a) mesmo(a) deverá usar camiseta permitindo que pequenas marcas refletoras sejam fixadas na pele com adesivo antialérgico. Ambas as tarefas não apresentam qualquer risco ao participante visto que o mesmo estará posicionado sempre perto de um dos pesquisadores. Todas as informações coletadas no estudo serão confidenciais e o nome dos participantes não serão divulgados, sendo utilizada somente para fins acadêmicos. A participação neste projeto não proporcionará nenhum benefício financeiro ao participante, sendo que, este projeto busca compreender mais sobre o comportamento motor dos participantes. O participante pode a qualquer momento pedir para interromper a sua participação na realização do experimento sem qualquer constrangimento.

ANEXO II - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO - (TCLE)
(cont.)

Após ser informado de todos os procedimentos da pesquisa, aceito participar e assino este termo de consentimento livre e esclarecido que foi elaborado em duas vias, um para o participante e outra para o pesquisador.

Dados do projeto:

Título: Controle postural de idosos: efeito da perturbação visual com o uso do sistema âncora

Pesquisador responsável: Juliana Bayeux Dascal. Doutoranda da Biodinâmica da Motricidade Humana

Orientador: Prof. Dra. Eliane Mauerberg de Castro

Instituto de Biociências

Laboratório da Ação e Percepção

Departamento de Educação Física - IB/UNESP

Av. 24-A, 1515 - Bela Vista, Rio Claro - SP CEP- 13505-900 Fone: (19) 526-4160 Ramal 40

Dados do participante:

Nome: _____

RG: _____ Tel: _____ idade: ____ anos

End: _____

Data de nascimento do participante: __/__/____ Gênero do participante: (☐)M (☐) F

Assinatura do Participante
do Pesquisador Responsável

Assinatura

Assinatura do Orientador

ANEXO III – Resultados do Questionário de atividades físicas modificado para idosos

	Adultos	Idosos
	7,75	7,75
	9,25	7,25
	9,75	7,50
	9,25	8,00
	10,25	8,50
	10,25	7,00
	9,50	7,75
	11,00	6,25
	9,75	7,25
	7,75	8,00
	10,50	8,00
	7,50	6,50
	8,75	8,50
	7,50	8,00
	1,50	8,50
média	8,68	7,65
dp	2,29	0,69

ANEXO IV – Dados brutos, média e desvio padrão da variável dispersão da oscilação médio-lateral para o grupo de adultos jovens (a) e de idosos (i) nas condições visão normal sem âncora (tvnsa), sem visão sem âncora (tsvsa), ilusão visual sem âncora (tfsa), visão normal com âncora (tvnca), sem visão sem âncora (tsvca), ilusão visão com âncora (tfca) e condição basal (vn).

	tvnsa	tsvsa	tfsa	tvnca	tsvca	tfca	vn
a1	0,1592	0,3107	0,0809	0,1033	0,2162	0,1301	0,0218
a2	0,1463	0,2888	0,0847	0,1320	0,1967	0,1395	0,0368
a3	0,0844	0,2621	0,1148	0,1201	0,2566	0,0868	0,0420
a4	0,1022	0,3220	0,1066	0,1264	0,2266	0,0720	0,0165
a5	0,1414	0,1498	0,1154	0,1161	0,1898	0,0877	0,0346
a6	0,1047	0,2118	0,1525	0,1089	0,1149	0,1074	0,0232
a7	0,1039	0,1890	0,1342	0,1285	0,1791	0,1177	0,0526
a8	0,1108	0,1114	0,1409	0,0902	0,1325	0,1176	0,0424
a9	0,1045	0,2050	0,1178	0,1034	0,1283	0,1109	0,0275
a10	0,0946	0,2706	0,1427	0,1307	0,1368	0,1266	0,0237
a11	0,1353	0,2431	0,1176	0,1705	0,1963	0,1613	0,0858
a12	0,1343	0,2024	0,1375	0,1779	0,1726	0,1226	0,0426
a13	0,1243	0,2009	0,1356	0,1118	0,1838	0,1183	0,0414
a14	0,1414	0,1678	0,1060	0,0947	0,1887	0,0991	0,0404
a15	0,1058	0,3177	0,1331	0,1212	0,1554	0,1313	0,0793
i1	0,0000	0,2817	0,1937	0,2582	0,3350	0,1910	0,3102
i2	0,1598	0,1682	0,1119	0,1862	0,1521	0,1344	0,0368
i3	0,1630	0,2036	0,1263	0,1632	0,2229	0,1667	0,0275
i4	0,1252	0,2229	0,2388	0,1255	0,3060	0,1717	0,0427
i5	0,1210	0,2853	0,1766	0,1189	0,3168	0,1328	0,0427
i6	0,1829	0,2590	0,2108	0,1523	0,2448	0,1901	0,0382
i7	0,1639	0,2710	0,1832	0,1164	0,2503	0,1717	0,0497
i8	0,1434	0,2865	0,2308	0,1544	0,2511	0,1557	0,0239
i9	0,1936	0,2862	0,1518	0,2017	0,1792	0,2213	0,0243
i10	0,1802	0,1911	0,1249	0,1150	0,2340	0,1309	0,0172
i11	0,2328	0,3654	0,1532	0,2122	0,2961	0,1446	0,0316
i12	0,1481	0,2306	0,1630	0,1564	0,3247	0,1535	0,0329
i13	0,1771	0,2154	0,2187	0,1740	0,2285	0,1674	0,0411
i14	0,2393	0,3418	0,1207	0,1623	0,2688	0,1383	0,0428
i15	0,3357	0,3107	0,1723	0,1857	0,2869	0,2035	0,0366
média_a	0,1195	0,2302	0,1213	0,1224	0,1783	0,1153	0,0407
dp_a	0,0221	0,0641	0,0209	0,0246	0,0394	0,0226	0,01972
média_i	0,1912	0,2613	0,1718	0,1655	0,2598	0,1649	0,0532
dp_i	0,0618	0,0558	0,0411	0,0398	0,0527	0,0274	0,07163

ANEXO V – Dados brutos, média e desvio padrão da variável dispersão da oscilação antero-posterior para o grupo de adultos jovens (a) e de idosos (i) nas condições visão normal sem âncora (tvnsa), sem visão sem âncora (tsvsa), ilusão visual sem âncora (tfsa), visão normal com âncora (tvnca), sem visão sem âncora (tsvca), ilusão visão com âncora (tfca) e condição basal (vn).

	tvnsa	tsvsa	tfsa	tvnca	tsvca	tfca	vn
a1	0,1102	0,2705	0,2379	0,1025	0,1152	0,1422	0,0488
a2	0,0610	0,1841	0,0687	0,0821	0,1351	0,0928	0,1186
a3	0,1018	0,2111	0,1149	0,0970	0,1009	0,0857	0,0764
a4	0,0667	0,1328	0,0833	0,1008	0,1467	0,0866	0,0546
a5	0,0959	0,2311	0,0855	0,0778	0,0996	0,0392	0,0786
a6	0,0737	0,0730	0,1295	0,0793	0,1034	0,0395	0,0542
a7	0,0874	0,1413	0,1023	0,0605	0,0943	0,0486	0,0845
a8	0,0737	0,1354	0,1081	0,1188	0,1550	0,0963	0,1010
a9	0,0884	0,0571	0,1025	0,0618	0,0542	0,0512	0,0481
a10	0,0805	0,0843	0,0595	0,0628	0,0856	0,0753	0,0716
a11	0,1085	0,1603	0,0912	0,0811	0,1031	0,0820	0,1314
a12	0,0769	0,1559	0,1045	0,1248	0,1362	0,0884	0,0542
a13	0,0985	0,1563	0,1017	0,1373	0,1365	0,0892	0,0609
a14	0,1254	0,1553	0,1271	0,0892	0,1503	0,1350	0,0696
a15	0,1245	0,1491	0,0799	0,0487	0,1079	0,1032	0,0871
i1	0,1724	0,1437	0,1388	0,0923	0,1290	0,1243	0,1670
i2	0,0698	0,1508	0,1241	0,1089	0,1765	0,0978	0,0653
i3	0,0960	0,1424	0,0675	0,1222	0,1046	0,1016	0,0604
i4	0,0766	0,0923	0,0846	0,0802	0,1121	0,0765	0,1154
i5	0,0715	0,1558	0,1334	0,1041	0,1909	0,1212	0,0518
i6	0,1382	0,2407	0,0754	0,1131	0,2549	0,0700	0,0785
i7	0,1244	0,1662	0,1189	0,1137	0,1383	0,1603	0,0905
i8	0,0991	0,1360	0,1954	0,0611	0,1510	0,0948	0,0706
i9	0,1323	0,1511	0,1532	0,0680	0,0988	0,1002	0,0621
i10	0,0596	0,2405	0,1010	0,1593	0,1067	0,1231	0,0497
i11	0,1384	0,0995	0,0806	0,0846	0,1544	0,0901	0,2346
i12	0,0697	0,2094	0,1115	0,1660	0,1399	0,0804	0,0475
i13	0,1043	0,1646	0,0841	0,0766	0,1547	0,0850	0,0859
i14	0,1373	0,0991	0,0996	0,0969	0,2083	0,1108	0,0958
i15	0,2705	0,1434	0,0886	0,1348	0,1560	0,1536	0,0832
média_a	0,0906	0,1532	0,1064	0,0883	0,1149	0,0837	0,0760
dp_a	0,0186	0,0570	0,0413	0,0255	0,0279	0,0305	0,0253
média_i	0,1076	0,1557	0,1105	0,1055	0,1517	0,1060	0,0906
dp_i	0,0336	0,0453	0,0345	0,0309	0,0427	0,0265	0,0502

ANEXO VI – Dados brutos, média e desvio padrão da variável amplitude da oscilação médio-lateral para o grupo de adultos jovens (a) e de idosos (i) nas condições visão normal sem âncora (tvnsa), sem visão sem âncora (tsvsa), ilusão visual sem âncora (tfsa), visão normal com âncora (tvnca), sem visão sem âncora (tsvca), ilusão visão com âncora (tfca) e condição basal (vn).

	tvnsa	tsvsa	tfsa	tvnca	tsvca	tfca	vn
a1	0,2518	0,5497	0,2146	0,2443	0,4279	0,2226	0,0363
a2	0,3100	0,5467	0,2302	0,3855	0,3930	0,2634	0,0606
a3	0,2461	0,5555	0,2774	0,2920	0,5670	0,2042	0,0855
a4	0,2308	0,5948	0,2453	0,2221	0,4376	0,2346	0,0487
a5	0,2901	0,2903	0,3064	0,2856	0,3606	0,2125	0,0865
a6	0,1942	0,4505	0,2581	0,1832	0,2973	0,2158	0,0441
a7	0,2390	0,4616	0,3226	0,3058	0,4115	0,2686	0,0895
a8	0,2242	0,1976	0,2177	0,1876	0,2647	0,2056	0,0675
a9	0,3057	0,4941	0,2887	0,2347	0,4107	0,2946	0,0537
a10	0,2255	0,4998	0,3170	0,2796	0,2609	0,2385	0,0491
a11	0,2912	0,4594	0,3247	0,3334	0,4442	0,3026	0,0938
a12	0,2558	0,5128	0,3362	0,3266	0,3757	0,2468	0,0762
a13	0,2985	0,4538	0,3041	0,2305	0,3673	0,3082	0,0722
a14	0,2347	0,3490	0,2393	0,1894	0,4491	0,2220	0,0704
a15	0,2438	0,6478	0,3462	0,3021	0,4499	0,3567	0,1692
i1	0,6475	0,7260	0,6336	0,4561	0,6817	0,4369	0,8073
i2	0,3736	0,4232	0,2762	0,3022	0,4366	0,3031	0,0609
i3	0,3134	0,4328	0,3270	0,3350	0,5730	0,2933	0,0527
i4	0,3182	0,4934	0,4376	0,2455	0,6463	0,3379	0,0650
i5	0,3573	0,7323	0,4753	0,2764	0,5462	0,3303	0,1116
i6	0,4891	0,6786	0,5970	0,4735	0,7197	0,5042	0,0973
i7	0,3683	0,5754	0,4328	0,3158	0,6631	0,4512	0,0627
i8	0,3816	0,6168	0,5044	0,3627	0,5814	0,4155	0,0558
i9	0,4894	0,6360	0,2973	0,3122	0,4158	0,3625	0,0469
i10	0,3821	0,4347	0,3101	0,2971	0,5415	0,3021	0,0490
i11	0,5705	0,7347	0,4215	0,4072	0,5191	0,3680	0,0619
i12	0,3531	0,6784	0,4042	0,3271	0,7004	0,3404	0,0634
i13	0,3622	0,3957	0,3152	0,3015	0,4608	0,3587	0,0648
i14	0,4549	0,6553	0,3055	0,3808	0,4569	0,3075	0,0942
i15	0,5749	0,6933	0,3680	0,5572	0,5675	0,5018	0,0894
média_a	0,2561	0,4709	0,2819	0,2668	0,3945	0,2531	0,0736
dp_a	0,0348	0,1171	0,0447	0,0598	0,0794	0,0451	0,0319
média_i	0,4291	0,5938	0,4070	0,3567	0,5673	0,3742	0,1189
dp_i	0,1032	0,1245	0,1097	0,0846	0,0988	0,0711	0,1914

ANEXO VII – Dados brutos, média e desvio padrão da variável amplitude da oscilação antero-posterior para o grupo de adultos jovens (a) e de idosos (i) nas condições visão normal sem âncora (tvnsa), sem visão sem âncora (tsvsa), ilusão visual sem âncora (tfsa), visão normal com âncora (tvnca), sem visão com âncora (tsvca), ilusão visão com âncora (tfca) e condição basal (vn).

	tvnsa	tsvsa	tfsa	tvnca	tsvca	tfca	vn
a1	0,2148	0,3500	0,1657	0,1735	0,2751	0,1645	0,1032
a2	0,1661	0,3834	0,1876	0,2165	0,2436	0,1814	0,1885
a3	0,2492	0,3713	0,2532	0,2579	0,3453	0,2588	0,1202
a4	0,1394	0,3229	0,1667	0,1916	0,2608	0,1359	0,0858
a5	0,1422	0,1795	0,1838	0,1729	0,1741	0,1030	0,1322
a6	0,1444	0,3303	0,2186	0,1562	0,2221	0,1516	0,1021
a7	0,1847	0,2793	0,2292	0,2471	0,2851	0,1981	0,1246
a8	0,1426	0,1066	0,1570	0,1141	0,1130	0,1051	0,1300
a9	0,1576	0,1973	0,1497	0,1298	0,2016	0,1575	0,1026
a10	0,1561	0,3672	0,2027	0,1668	0,2260	0,1792	0,1232
a11	0,2084	0,3172	0,2178	0,2409	0,3102	0,1852	0,2353
a12	0,2104	0,3163	0,2216	0,2744	0,2702	0,1893	0,1226
a13	0,2059	0,3368	0,2333	0,2103	0,2854	0,2185	0,1439
a14	0,1775	0,2293	0,1476	0,1181	0,2324	0,1553	0,1253
a15	0,2592	0,3605	0,3080	0,2316	0,3032	0,3584	0,1429
i1	0,4104	0,3450	0,4137	0,2933	0,4079	0,2408	0,4196
i2	0,1796	0,2539	0,1684	0,2207	0,2340	0,1898	0,1143
i3	0,1544	0,2173	0,1511	0,1626	0,2714	0,1403	0,0921
i4	0,1892	0,3414	0,2636	0,2172	0,3959	0,2938	0,1945
i5	0,1790	0,4657	0,2039	0,1747	0,3778	0,1743	0,1433
i6	0,2964	0,5300	0,3615	0,3208	0,4150	0,4049	0,2256
i7	0,1943	0,2583	0,2743	0,1197	0,2876	0,2174	0,1262
i8	0,2516	0,3379	0,3360	0,1972	0,3169	0,2903	0,1489
i9	0,3035	0,5238	0,2019	0,2464	0,2852	0,2428	0,0871
i10	0,1499	0,2101	0,1734	0,1657	0,2463	0,1828	0,1196
i11	0,3094	0,4542	0,2310	0,3103	0,2986	0,2672	0,3280
i12	0,1626	0,3265	0,1808	0,1949	0,3940	0,1762	0,0871
i13	0,2017	0,1914	0,1802	0,1779	0,2616	0,1901	0,1837
i14	0,2822	0,3862	0,2508	0,2884	0,3255	0,2909	0,1532
i15	0,3668	0,4668	0,2467	0,2729	0,2863	0,3395	0,1374
média_a	0,1785	0,2920	0,1953	0,1907	0,2461	0,1702	0,1314
dp_a	0,0344	0,0829	0,0345	0,0523	0,0586	0,0416	0,0384
média_i	0,2349	0,3468	0,2466	0,2214	0,3214	0,2440	0,1711
dp_i	0,0746	0,1098	0,0790	0,0600	0,0615	0,0741	0,0928

ANEXO VIII – Dados brutos, média e desvio padrão da variável velocidade da oscilação médio-lateral para o grupo de adultos jovens (a) e de idosos (i) nas condições visão normal sem âncora (tvnsa), sem visão sem âncora (tsvsa), ilusão visual sem âncora (tfsa), visão normal com âncora (tvnca), sem visão sem âncora (tsvca), ilusão visão com âncora (tfca) e condição basal (vn).

	tvnsa	tsvsa	tfsa	tvnca	tsvca	tfca	vn
a1	0,9240	2,3259	0,9603	1,0949	1,5966	0,9191	0,1407
a2	1,2085	2,0811	1,0277	1,4716	1,6027	1,1992	0,2136
a3	1,0474	2,1046	1,1580	1,1630	2,4854	0,9043	0,3250
a4	0,8427	2,0282	0,9352	0,8261	1,5166	0,9168	0,1827
a5	1,0765	1,1183	1,1143	1,0656	1,5023	0,8183	0,3669
a6	0,7769	1,9498	1,0087	0,7062	1,2963	0,9304	0,1526
a7	1,0409	1,5198	1,2571	1,3164	1,5218	1,0099	0,3305
a8	0,8261	0,7037	0,7999	0,6782	0,8523	0,6676	0,1902
a9	1,2060	2,2443	1,1420	0,9241	1,9351	1,0601	0,2138
a10	0,8318	1,7750	1,3999	1,2128	0,9865	0,9577	0,1869
a11	1,0165	1,6157	1,1928	1,1100	1,6165	1,0927	0,3817
a12	1,1316	2,1594	1,5062	1,1502	1,4478	1,0683	0,2384
a13	1,1514	1,8880	1,2378	0,8988	1,5324	1,1738	0,2536
a14	0,9699	1,2269	0,8999	0,6664	1,6406	0,9099	0,2544
a15	1,0486	2,6300	1,3684	1,2392	1,9348	1,5896	0,7725
i1	2,7870	3,1824	2,7969	1,9513	2,8316	1,7577	3,4414
i2	1,6129	1,6055	0,9738	1,1258	1,8408	1,1073	0,1944
i3	1,0754	1,8146	1,2791	1,2349	2,4014	1,0672	0,1548
i4	1,1534	1,6362	1,3197	0,8592	2,3732	1,1457	0,2033
i5	1,4406	3,1417	1,8592	1,1490	2,2087	1,3351	0,5156
i6	2,2815	3,1049	2,9045	2,2178	3,3827	2,3027	0,4023
i7	1,5826	2,2412	1,6212	1,3240	2,5292	1,6466	0,2060
i8	1,8895	2,5456	2,0703	1,5508	2,2525	1,7047	0,2456
i9	1,7478	2,4546	1,2548	1,3352	1,8305	1,4952	0,1613
i10	1,3938	1,6600	1,2625	1,2455	1,8976	1,2074	0,1854
i11	2,2075	2,9460	1,8036	1,5510	2,0619	1,3754	0,1786
i12	1,3176	2,6459	1,4472	1,1801	3,0857	1,2951	0,2056
i13	1,3265	1,4571	1,2274	1,1876	1,5425	1,3589	0,2177
i14	1,8547	2,4521	1,4521	1,4588	1,7830	1,1913	0,3723
i15	2,1929	3,2530	1,5112	2,1948	2,1921	2,0612	0,3375
média_a	1,0066	1,8247	1,1339	1,0349	1,5645	1,0145	0,2802
dp_a	0,1408	0,5103	0,1996	0,2433	0,3845	0,2091	0,1555
média_i	1,7243	2,4094	1,6522	1,4377	2,2809	1,4701	0,4681
dp_i	0,4804	0,6431	0,5620	0,3980	0,5105	0,3614	0,8291

ANEXO IX – Dados brutos, média e desvio padrão da variável velocidade da oscilação antero-posterior para o grupo de adultos jovens (a) e de idosos (i) nas condições visão normal sem âncora (tvnsa), sem visão sem âncora (tsvsa), ilusão visual sem âncora (tfsa), visão normal com âncora (tvnca), sem visão sem âncora (tsvca), ilusão visão com âncora (tfca) e condição basal (vn).

	tvnsa	tsvsa	tfsa	tvnca	tsvca	tfca	vn
a1	0,9921	1,7144	0,8536	0,7960	1,2723	0,8300	0,3103
a2	0,7584	1,6416	0,8216	0,8554	1,0422	0,7637	0,7158
a3	1,1034	1,7433	1,2880	1,2830	1,6370	1,2773	0,4355
a4	0,7055	1,5163	0,7975	0,7538	1,2536	0,6016	0,2702
a5	0,6605	0,8195	0,7348	0,6663	0,7351	0,4677	0,3792
a6	0,6545	1,6932	0,8934	0,6803	0,9796	0,7072	0,3214
a7	0,6917	0,9928	0,9794	0,9391	1,0352	0,7625	0,4713
a8	0,5124	0,4340	0,6280	0,4395	0,4978	0,3880	0,2978
a9	0,6745	0,9770	0,6111	0,5154	0,7949	0,7137	0,4014
a10	0,6539	1,4098	0,9202	0,7460	0,9604	0,7635	0,4350
a11	0,7549	1,1906	0,8592	0,8622	1,2321	0,7459	0,7367
a12	0,9416	1,4831	1,0582	1,2664	1,1408	0,7435	0,4221
a13	0,9348	1,6606	1,1009	0,9295	1,2599	1,0324	0,5002
a14	0,6861	0,7868	0,5738	0,4671	1,0085	0,6281	0,3994
a15	1,2497	2,0255	1,5182	1,2387	1,5524	1,8087	0,5736
i1	1,8465	1,7448	1,9721	1,4940	1,9479	1,0631	2,1050
i2	0,7445	0,9979	0,6449	0,8565	1,0442	0,7357	0,3623
i3	0,5465	0,8560	0,6524	0,6752	1,3329	0,5838	0,2703
i4	0,7912	1,3055	0,9609	0,9123	1,4580	1,1066	0,5457
i5	0,6713	1,7007	0,6968	0,6342	1,6216	0,7332	0,6211
i6	1,2948	2,4272	1,6692	1,5681	2,2139	1,9398	0,8772
i7	0,6921	0,9159	1,0858	0,4951	1,1104	0,8686	0,3718
i8	1,1470	1,5465	1,3291	0,9780	1,4631	1,3948	0,5481
i9	1,0633	2,1127	0,8640	1,0147	1,2516	1,1604	0,2207
i10	0,7170	0,9666	0,7936	0,7276	1,1248	0,7505	0,4693
i11	1,2037	1,6334	0,8779	1,0878	1,0813	0,9622	1,0155
i12	0,7012	1,3806	0,7701	0,8736	1,7275	0,7455	0,2861
i13	0,7058	0,7539	0,6515	0,7216	0,8361	0,7225	0,4418
i14	1,3635	1,6400	1,0213	1,1546	1,3068	1,0015	0,4581
i15	1,6475	2,1163	1,0657	1,1705	1,3233	1,4467	0,4727
média_a	0,7982	1,3392	0,9092	0,8292	1,0934	0,8156	0,4447
dp_a	0,2013	0,4488	0,2557	0,2716	0,2963	0,3456	0,1397
média_i	1,0091	1,4732	1,0037	0,9576	1,3896	1,0143	0,6044
dp_i	0,3959	0,5103	0,3876	0,3037	0,3656	0,3599	0,4674



Rio Claro, 21 de março de 2007.

Ofício CEP 020/2007

Prezada Senhora,

Informo que em reunião realizada em **20.03.2007**, o Comitê de Ética em Pesquisa do Instituto de Biociências, UNESP, Campus de Rio Claro (CEP-IB-UNESP), aprovou o projeto de pesquisa intitulado ***"Controle postural de idosos: efeito da perturbação visual com o uso do sistema âncora"***, sob sua responsabilidade, protocolo 6125, datado de 17/10/2006 e, tendo como orientadora a Profa. Dra. Eliane Mauerberg de Castro.

Atenciosamente,

Profa. Dra. Rosa Maria Feiteiro Cavallari
Coordenadora do Comitê

Ilma. Sra.
JULIANA BAYEUX DASCAL
Rua João Oliveira Junior, 60 Apto. 31
13560-170 São Carlos SP